



UNIVERSIDAD DE CORDOBA

UNIVERSIDAD DE CORDOBA, ESPAÑA
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS SOCIALES Y JURÍDICAS
DOCTORADO EN CIENCIAS SOCIALES Y JURÍDICAS

Control sensoriomotor en pacientes operados de
rotura de ligamento cruzado anterior

Knee sensorimotor control following anterior
cruciate ligament reconstruction

Cristobal San Martín Mohr

TESIS DOCTORAL

2019

TITULO: **CONTROL SENSORIOMOTOR EN PACIENTES OPERADOS DE
ROTURA DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR**

AUTOR: *Cristóbal San Martín Mohr*

© Edita: UCOPress. 2019
Campus de Rabanales
Ctra. Nacional IV, Km. 396 A
14071 Córdoba

<https://www.uco.es/ucopress/index.php/es/>
ucopress@uco.es

UNIVERSIDAD DE CORDOBA, ESPAÑA
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS SOCIALES Y JURÍDICAS
DOCTORADO EN CIENCIAS SOCIALES Y JURÍDICAS

**Control sensoriomotor en pacientes operados de
rotura de ligamento cruzado anterior**

**Knee sensorimotor control following anterior
cruciate ligament reconstruction**

Trabajo de Investigación para la
obtención del Grado de Doctor por la
Universidad de Córdoba, España

CRISTOBAL SAN MARTIN MOHR

Bajo la dirección del

Prof. Dr. Francisco José Berral de la Rosa
Prof. Dr. Claudio Oyarzo Mauricio

Tutor

Prof. Dr. José Luis Álvarez Castillo



FRANCISCO JOSE BERRAL DE LA ROSA, DOCTOR EN MEDICINA Y CIRUGÍA Y
CATEDRÁTICO DE UNIVERSIDAD

INFORMA:

Que la Tesis Doctoral titulada “***Control sensoriomotor en pacientes operados de rotura de ligamento cruzado anterior***” ha sido realizada bajo mi dirección en el Departamento de Ciencias Sociales y Jurídicas de la Universidad de Córdoba, España, por el Doctorando **D. CRISTOBAL SAN MARTIN MOHR**. Que, a mi juicio, dicho trabajo de investigación reúne méritos suficientes para optar al grado de Doctor por la Universidad de Córdoba, España.

Córdoba, cuatro de marzo de dos mil diecinueve



Universidad de
los Andes



UNIVERSIDAD DE CORDOBA

CLAUDIO OYARZO MAURICIO, DOCTOR EN CIENCIAS DEL EJERCICIO IMPLICADAS EN EL PROGRESO DEPORTIVO DEL SER HUMANO Y PROFESOR DE UNIVERSIDAD

INFORMA:

Que la Tesis Doctoral titulada “***Control sensoriomotor en pacientes operados de rotura de ligamento cruzado anterior***” ha sido realizada bajo mi dirección en el Departamento de Ciencias Sociales y Jurídicas de la Universidad de Córdoba, España, por el Doctorando **D. CRISTOBAL SAN MARTIN MOHR**. Que, a mi juicio, dicho trabajo de investigación reúne méritos suficientes para optar al grado de Doctor por la Universidad de Córdoba, España.

Córdoba, cuatro de marzo de dos mil diecinueve

ÍNDICE

Tablas	12
Figuras.....	14
Anexos.....	15
Agradecimientos	17
Abreviaturas	19
Resumen.....	21
Abstract.....	22
1. Introducción.....	23
2. Objetivos.....	29
2.1. Objetivo general.....	31
2.2. Objetivos específicos.....	31
3. Marco teórico.....	33
3.1. Ligamento cruzado anterior.....	35
3.1.1. Características anatómicas	35
3.1.2. Características biomecánicas.....	36
3.1.3. Proceso de ligamentización.....	38
3.1.4. Rol Neuromuscular del ligamento cruzado anterior.....	40
3.2. Sistema Sensoriomotor y Propiocepción	43
3.2.1. Receptores propioceptivos de la rodilla.....	44
3.2.2. Centros de integración de la información propioceptiva	47
3.3. Aspectos a considerar en el diseño de los ejercicios durante el período de rehabilitación de pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior...50	
3.4. Evaluaciones para el alta médica en pacientes operados de reconstrucción de ligamento cruzado anterior.....	58
3.4.1. Evaluación clínica.....	59
3.4.2. Test de laxitud de ligamento.....	59
3.4.3. Medición de fuerza máxima muscular	61
3.4.4. Medición de resistencia muscular	63

3.4.5. Balance	64
3.4.6. Test funcionales de saltos	64
3.4.7. Evaluación de control sensoriomotor	71
3.4.8. Evaluación de gestos deportivos en el campo de juego.....	86
3.4.9. Cuestionarios	86
3.4.10. Evaluación Core	88
4. Metodología.....	89
4.1. Diseño.....	91
4.2. Sujeto.....	91
4.3. Variables de estudio.....	92
4.4. Mediciones	92
4.4.1. Sensación de posición articular.....	94
4.4.2. Sensación de tensión muscular. Steadiness.....	95
4.4.3. Comienzo de Activación Muscular de Rodilla.....	96
4.5 Análisis Estadístico.....	98
5. Resultados.....	101
5.1. Sensación de posición articular.	103
5.1.1. Grupo control.....	103
5.1.2. Grupo Operado.....	103
5.2. Sensación de Tensión muscular. Steadiness.....	104
5.2.1. Grupo Control.....	104
5.2.2. Grupo Operado.....	104
5.3. Comienzo de Activación Muscular de Rodilla.....	105
5.3.1. Grupo Control.....	105
5.3.2. Grupo Operado.....	105
6. Discusión.....	115
6.1. Sensación de posición articular de rodilla.....	117
6.1.1. Grupo Control.....	117
6.1.2. Grupo Operado.....	119
6.2. Sensación de Tensión muscular. Steadiness.....	121
6.2.1. Grupo Control.....	121

6.2.2. Grupo Operado.....	122
6.3. Comienzo de activación muscular.....	123
6.3.1. Grupo Control.....	123
6.3.2. Grupo Operado.....	123
7. Conclusiones.....	125
8. Conflictos de interés.....	129
9. Bibliografía.....	133
10. Anexos e índices de calidad.....	157

TABLAS

Tabla n° 1. Deformación del LCA en ejercicios sin carga de peso (CCA)	55
Tabla n° 2. Deformación del LCA en ejercicios con carga de peso	56
Tabla n° 3. Peak de fuerza tensil en LCA en ejercicios sin carga de peso (CCA).....	56
Tabla n° 4. Peak de fuerza tensil en LCA en ejercicios con carga de peso (CCC).....	57
Tabla n° 5. Información grupo control de sujetos sanos.....	93
Tabla n° 6. Información del grupo de sujetos operados y de los subgrupos en que se dividió a los sujetos para poder hacer las comparaciones de cada evaluación	94
Tabla n° 7. Comparación entre género, con diferencia de media para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos.....	106
Tabla n° 8. Valores de media según género, para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos.....	106
Tabla n° 9. Comparación según nivel de actividad física, con diferencia de media para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos.....	107
Tabla n° 10. Valores de sujetos sanos con nivel de actividad física mayor a 5 y menor o igual a 5 en la escala de tegner para cada extremidad en las diferentes pruebas.....	108
Tabla n° 11. Comparación entre género con diferencia de media, para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos.....	108

Tabla nº 12. Valores de ambas extremidades en las diferentes pruebas en sujetos sanos.....	109
--	-----

Tabla nº 13. Resultados de media y desviación estándar en la evaluación de sensación de posición articular de rodilla en el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.....	113
---	-----

Tabla nº 14. Resultados de media y desviación estándar en la evaluación de sensación de tensión muscular de cuádriceps en el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.....	113
--	-----

Tabla nº 15. Resultados de media y desviación estándar en la evaluación de comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial en el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.....	113
---	-----

FIGURAS

Figura n° 1. Muestra el desplazamiento anterior de la tibia de sujetos sanos (naranja) y con deficiencia de LCA (azul) en diferentes ejercicios utilizados comúnmente en los protocolos de rehabilitación de LCA.....54

Figura n° 2. A) Sensación de posición articular con electrogoniómetro uniaxial. (B) Sensación de tensión muscular (steadiness) con celda de carga y figura de paradigma al 15% de contracción voluntaria máxima isométrica. (C) Comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial, se muestra la posición de los sensores EMGs y la plataforma.....97

Figura n° 3. Muestra el tiempo que demora en activarse el músculo después de la perturbación.....98

Figura n° 4. Resultados para la sensación de posición articular en sujetos sanos, comparando hombres con mujeres, menor con mayor nivel de actividad física y extremidad derecha con izquierda. Todos los datos muestran la media y desviación estándar.....110

Figura n° 5. Resultados para la sensación de posición tensión muscular de cuádriceps en sujetos sanos, comparando hombres con mujeres, menor con mayor nivel de actividad física y extremidad derecha con izquierda.....111

Figura n° 6. Resultados para el comienzo de activación muscular en sujetos sanos, comparando hombres con mujeres, menor con mayor nivel de actividad física y extremidad derecha con izquierda.....112

Figura n° 7. Muestra los resultados de media y desviación estándar de la evaluación de (A) sensación de posición articular de rodilla, (B) sensación de tensión muscular y (C) comienzo de activación muscular para el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.....114

ANEXOS

Anexo 1: Formato de Consentimiento Informado.....	159
Anexo 2: Certificado de aprobación Comité Ético Científico –CEC MedUC.....	161
Anexo 3: Subvenciones recibidas por el presente estudio.....	163
Anexo 4: Publicaciones	165
Artículos.....	165
Publicación 1.....	165
Publicación 2.....	169
Publicación 3.....	183
Capítulo Libro.....	191
Anexo 5: Comunicaciones en congresos científicos	211

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi sincero agradecimiento a todos los que han contribuido directa o indirectamente en la realización de esta Tesis. En especial, a mis abuelos que con su ejemplo me demuestran que, con amor y paciencia, se pueden lograr todos los objetivos. A mis padres y hermanos que durante tantos años me han acompañado en todos los caminos que he recorrido, apoyándome siempre con su compañía y consejos. A mi linda esposa, por su apoyo diario y por regalarme tiempo de nuestra relación para poder realizar esta investigación. A mi hijo Lucas que cada día ilumina mi camino. A mis amigos, compañeros de trabajo, pacientes, alumnos, tutor y directores de Tesis, por contribuir en el desarrollo de este trabajo.

ABREVIATURAS

SSM: Sistema Sensoriomotor

SPA: Sensación Posición Articular

LCA: Ligamento Cruzado Anterior

sEMG: Electromiografía de Superficie

AM: Anteromedial

PL: Posterolateral

HTPH: Hueso Tendón Patelar Hueso.

STG: Semitendinoso Gracilis

MMPs: Metaloproteinasas de Matriz

OTG: Órgano Tendinoso de Golgi

SNC: Sistema Nervioso Central

CCA: Cadena Cinética Abierta

CCC: Cadena Cinética Cerrada

Squat 2P CG S: Squat con 2 Piernas con Centro de Gravedad Sobre centro del Pie

Squat 1P CG S: Squat con 1 Pierna con Centro de Gravedad Sobre centro de los Pies

Squat 2P CG A: Squat con 2 Piernas con Centro de Gravedad Atrás de los dedos del Pie

Squat 1 PCG A: Squat con 1 Pierna con Centro de Gravedad Atrás de los dedos del Pie

Squat 2P CG D: Squat con 2 Piernas con Centro de Gravedad Delante de los Pies

Squat 1P CG D: Squat con 1 Pierna con Centro de Gravedad Delante de los Pies

AP: Anteroposterior

EEII: Extremidades inferiores

SEBT: Star excursion balance test

CCI: Correlación Intraevaluador

DOMS: Delayed Onset Muscle Soreness

KOOS: Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score

CKRS: Cincinnati Knee Ligament Rating System

IKDC: International Knee Documentation Committee Knee Form

CVMI: Contracción Voluntaria Máxima Isométrica

VM: Vasto Medial

VL: Vasto Lateral

ST: Semitendinoso

BF: Bíceps Femoral

RESUMEN

San Martín C. **“Control sensoriomotor en pacientes operados de rotura de ligamento cruzado anterior”**. Tesis Doctoral (Doctorado en Ciencias Sociales y Jurídicas). Universidad de Córdoba, España, 2019.

OBJETIVO DEL ESTUDIO: El propósito de este estudio es determinar si existen diferencias en el control sensoriomotor después de 6 meses del postoperatorio en pacientes con rotura de ligamento cruzado anterior y compararlo con un grupo control.

MATERIAL Y MÉTODO: En este estudio participaron 51 sujetos sanos y 66 sujetos con reconstrucción de ligamento cruzado anterior. a) El control sensoriomotor de rodilla fue evaluado a través del test de sensación de posición articular, usando un electrogoniómetro en tres diferentes rangos de movimientos. (b) La sensación de tensión muscular, mediante la técnica de steadiness isométrico y (c) El comienzo de la activación muscular posterior a una perturbación mecánica.

RESULTADOS: El grupo control presentó mejores valores en sensación de posición articular al compararlo con la extremidad sana y la operada de los sujetos con reconstrucción de ligamento cruzado anterior con la técnica Semitendinoso Gracilis (STG) y Hueso Tendón Patelar Hueso (HTPH).

Los pacientes operados con STG presentaron mejores resultados de steadiness al compararlos con los operados con HTPH.

No se encontraron diferencias significativas al comparar el comienzo de activación de los músculos Vasto Medial, Vasto Lateral, Semitendinoso y Bíceps Femoral entre el grupo control, el grupo operado y el grupo contralateral.

CONCLUSION: La alteración de control sensoriomotor de rodilla puede persistir después de 6 a 12 meses post reconstrucción de ligamento cruzado anterior. Por lo tanto, este factor debe ser considerado antes de garantizar el retorno del paciente a sus actividades deportivas.

Palabras clave: control sensoriomotor, propiocepción, steadiness, comienzo activación muscular, rodilla.

ABSTRACT

San Martín C. **“Knee sensorimotor control following anterior cruciate ligament reconstruction”**. Tesis Doctoral (Doctorado en Ciencias Sociales y Jurídicas). Universidad de Córdoba, España, 2019.

OBJETIVE: The aim of this study was to compare the differences in knee sensorimotor control between healthy and anterior cruciate ligament reconstruction subjects, 6-12 months post-operation.

METHODS: A total of 51 healthy and 66 ACL-operated subjects participated in the study. Sensorimotor control of the knee was measured through (a) joint-position sense (JPS), using electrogoniometers in three distinct ranges of joint motion, and (b) muscle tension sense, as measured by the isometric steadiness technique and (c) muscular activation after mechanical stimulation.

RESULTS: The control group presented better JPS values than both the operated and healthy limbs of the HT and BTB ACL groups. Regarding steadiness, HT-operated subjects performed better than BTB-operated individuals. For muscle activation, no significant differences were found among the studied variables.

CONCLUSIONS: Even 6 to 12 months post-ACL reconstruction, patients can still present an altered sensorimotor control of the knee. Therefore, this factor should be considered before granting the patient a release for sporting activities.

Key words: Sensorimotor control, proprioception, steadiness, onset of muscle activation.

INTRODUCCIÓN

1. Introducción

El proceso de controlar la estabilidad articular está dado por una relación entre los componentes estáticos y dinámicos, los cuales pueden funcionar de forma coordinada gracias al sistema sensoriomotor (SSM). El SSM es el encargado de transportar la información sensorial y motora, junto con realizar la integración central y el procesamiento de todos los componentes envueltos en mantener la homeostasis articular durante los movimientos corporales, es decir se preocupa de proveer la estabilidad articular funcional^{1,2}. Se ha visto que un inadecuado funcionamiento del SSM puede predisponer a lesiones articulares^{3,4} y un correcto funcionamiento del SSM podría disminuir el riesgo de lesión durante la práctica deportiva.

La gran cantidad de información que transporta el SSM, requiere de la participación de muchas estructuras corporales. Esto provoca que no exista una evaluación que de manera independiente permita determinar el funcionamiento completo del SSM. Existen algunas evaluaciones del SSM (balance, saltabilidad, etc....) que se basan en el resultado final de pruebas funcionales que involucran la participación de todos los componentes del SSM. Este tipo de evaluación es útil para tener una visión general del sistema, sin embargo, se ve limitada en que no permite diferenciar el componente que puede estar alterado. Las evaluaciones más específicas se diferencian en dos grandes componentes, uno aferente, constituido principalmente por las distintas sensaciones provenientes de fuentes somatosensoriales y uno eferente, compuesto por la activación muscular final^{2,5}. Existen múltiples métodos utilizados para evaluar los componentes del sistema sensoriomotor⁶, destacando principalmente la evaluación de sensación de posición articular (SPA), el steadiness y el comienzo de activación muscular. La SPA puede ser activa o pasiva, y permite determinar la propiocepción mediante la utilización de electrogoniómetros que permiten al evaluado reproducir una posición angular previamente seleccionada^{6,7}. El steadiness isométrico es definido como la capacidad de mantener una fuerza predeterminada frente a un estímulo de carga submáxima^{8,9} y permite determinar la sensación de la tensión muscular durante una contracción. El componente eferente puede ser medido mediante el comienzo de la activación muscular utilizando electromiografía de superficie (sEMG), lo que permite evaluar la latencia de activación muscular posterior a

una perturbación articular gatillando una respuesta de contracción muscular refleja que estabiliza la articulación^{6,10,11}.

La información aferente que permite mantener la estabilidad articular proviene principalmente del sistema vestibular, visual y somatosensorial. Este último incluye las señales provenientes de los receptores ligamento-capsulares, músculo-tendíneos, cutáneos, etc.¹ Por lo tanto una lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) puede provocar un daño de sus propioceptores generando una alteración en el primer eslabón de una cadena, poniendo en riesgo la estabilidad articular que es el producto final de esta secuencia.

Se ha observado en diversas publicaciones que después de una lesión de LCA pueden existir alteraciones propioceptivas^{12,13,14,15,16}, disminución del control de cuádriceps con cargas submáximas¹⁷, disminución de la fuerza máxima de musculatura de rodilla^{18,19}, alteración en los patrones de activación muscular²⁰ y en el reflejo ligamento muscular que se gatilla para estabilizar la articulación ante una perturbación^{21,22,23}. Sin embargo, las investigaciones mencionadas anteriormente sólo han analizado de manera aislada alguno de los subcomponentes del SSM, otros han utilizado una baja cantidad de paciente, han evaluado JPS de forma pasiva, no han comparado las técnicas quirúrgicas o lo han hecho con paciente que se encuentran en etapas iniciales o después de mucho tiempo tras la cirugía.

En una extensa revisión de la literatura Gokeler et al.²⁴ señalan que los déficits propioceptivos presentan una moderada a baja relevancia clínica, relacionándolo con pruebas funcionales de balance y saltos, señalando también la necesidad de estudios con mayor calidad metodológica que puedan aportar en esta área. Por lo tanto, la evaluación de la propiocepción por sí sola, es insuficiente para determinar la estabilidad funcional y se requiere incluir más evaluaciones para poder determinar el estado del SSM.

Existe evidencia que menciona que la lesión de LCA produce una disminución de las señales aferentes del ligamento provocando una reorganización del SNC. Estos cambios pueden afectar de forma negativa a la estabilidad articular, sin embargo, para compensar este déficit existe un mayor flujo de información aferente de otras vías somatosensoriales

que ayudan a mantener la estabilidad articular funcional.

Durante el proceso postoperatorio, diversos estudios han demostrado la regeneración del tejido que provee la zona dadora del autoinjerto y otros estudios hechos principalmente en animales han demostrado la presencia de mecanorreceptores en el LCA reconstruido; sin embargo, no existe claridad de los plazos exactos en los que ocurre este proceso, ni tampoco en el que ocurren las compensaciones de las otras vías somatosensoriales en el período que hay menor aferencia desde el ligamento y tendón. En humanos en cambio, Young et al.²⁵ mencionan una baja presencia de mecanorreceptores en ligamentos reconstruidos, atribuyendo a esta causa un factor importante de posibles déficits sensoriomotores en pacientes operados de LCA.

Como aún no está claro este tema, creemos que es fundamental conocer la condición del SSM en el período que habitualmente se dan de alta estos pacientes, permitiendo observar si en esta fase se han recuperado alguno de los mecanismos aferentes y eferentes que permiten mantener la estabilidad articular.

Esto puede generar un gran impacto en esta área considerando que la lesión de LCA, junto con su recidiva, puede generar costos emocionales y económicos muy altos, pudiendo incluso terminar con la carrera profesional de un deportista. Por esta razón es necesario conocer en que condición se encuentran los pacientes en distintas fases del tratamiento y realizar un proceso de recuperación lo más completo posible en que se dé el alta al paciente con el menor riesgo de volver a lesionarse.

Darle el énfasis que requiere esta área de tratamiento permitirá incorporar a los pacientes a las siguientes progresiones con una rodilla más estable. Esto a su vez permitirá entregar un servicio de excelencia a los pacientes con nuevas metodologías de tratamientos realizando un gran aporte al área de la medicina deportiva.

Actualmente a nivel nacional no hay un gran desarrollo en la evaluación del control sensoriomotor con fines terapéuticos. Es por eso que nace la inquietud de poder determinar el control sensoriomotor normal en una población específica de chilenos y ver si este se altera al sufrir una lesión de ligamento cruzado anterior.

Por esta razón nace la siguiente pregunta:

¿Cómo es el control sensoriomotor al medir el reposicionamiento articular, el control muscular fino y el tiempo de reacción muscular en pacientes operados entre 6 y 12 meses de reconstrucción de ligamento cruzado anterior?

La hipótesis que se plantea en el proyecto es que el control sensoriomotor postoperatorio de los pacientes con rotura de ligamento cruzado anterior se encuentra alterado al compararlo con sujetos sanos.

El propósito de este estudio es determinar si existen diferencias en el control sensoriomotor después de 6 meses del postoperatorio de pacientes con rotura de ligamento cruzado anterior y compararlo con un grupo control.

Si se confirma la hipótesis del estudio se generará un gran aporte en el campo de la rehabilitación de esta lesión. Posteriormente se pretende presentar los resultados en publicaciones de revistas electrónicas y en distintos congresos de esta especialidad médica con el fin de permitir a otros profesionales conocer este estudio y seguir aportando con otras investigaciones relacionadas.

OBJETIVOS

2. Objetivos

2.1. Objetivo general

Caracterizar el control sensoriomotor de rodilla en pacientes con reconstrucción del ligamento cruzado anterior al medir la sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular y el tiempo de activación muscular en sujetos entre 18 y 40 años.

2.2. Objetivos específicos

- Determinar el control sensoriomotor de rodilla al medir la sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular y el tiempo de activación muscular, en sujetos sanos de entre 18 y 40 años.
- Comparar el control sensoriomotor de rodilla midiendo la sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular y el tiempo de activación muscular entre mujeres y hombres sanos.
- Comparar el control sensoriomotor de rodilla midiendo la sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular y el tiempo de activación muscular entre sujetos sanos con menor y mayor nivel de actividad física.
- Comparar el control sensoriomotor de rodilla midiendo la sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular y el tiempo de activación muscular entre el lado izquierdo y derecho en sujetos sanos.
- Comparar el control sensoriomotor de rodilla midiendo en la extremidad operada la sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular y el tiempo de activación muscular entre los pacientes operados de ligamento cruzado anterior con la técnica semitendinoso gracilis y los operados con la técnica hueso tendón hueso.
- Determinar la sensación de posición articular de rodilla en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior operados con la técnica semitendinoso gracilis al compararlo con sujetos sanos.

- Determinar la sensación de tensión muscular de cuádriceps en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior operados con la técnica semitendinoso gracilis al compararlos con sujetos sanos.
- Determinar el tiempo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior operados con la técnica semitendinoso gracilis al compararlo con sujetos sanos.
- Determinar la sensación de posición articular de rodilla en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior operados con la técnica hueso tendón hueso al compararlo con sujetos sanos.
- Determinar la sensación de tensión muscular de cuádriceps en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior operados con la técnica hueso tendón hueso al compararlos con sujetos sanos.
- Determinar el tiempo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior operados con la técnica hueso tendón hueso al compararlo con sujetos sanos.

MARCO TEÓRICO

3. Marco teórico

Para que la rodilla funcione de manera adecuada se necesita que cada estructura anatómica cumpla su función de manera coordinada con el resto de las estructuras, generando un complejo trabajo en equipo.

La rodilla soporta gran cantidad de peso corporal durante actividades funcionales, pero al mismo tiempo debe ser capaz de generar amplios rangos de movimiento en flexión – extensión y en rotación interna – externa. Tiene tres grados de libertad, permitiendo su movimiento en todos los planos, siendo mínimo en el plano frontal (varo y valgo) y con gran movimiento en el plano sagital²⁶.

Debido al gran rol que cumple el LCA en la estabilidad de la rodilla y a la importancia de mantener indemnes el resto de las estructuras de esta articulación para no perder la funcionalidad a largo o mediano plazo, se opta de preferencia por el tratamiento quirúrgico en paciente que sufren una rotura completa del LCA y sobre todo en personas jóvenes y/o activas.

3.1. Ligamento cruzado anterior

3.1.1. Características anatómicas

El LCA es un tejido conectivo denso que une el fémur con la tibia, contiene principalmente colágeno tipo 1 y 3, ciertas células específicas y proteoglicanos. Se encuentra envuelto por dos capas sinoviales dentro de la articulación de la rodilla siendo un ligamento intraarticular pero extrasinovial. Tiene una longitud de 3 a 4 cms. y un grosor de 11 mm. aprox. Se origina en la superficie medial del cóndilo femoral lateral comenzando desde la región posterior del surco intercondileo para luego dirigirse en dirección anterior, distal y medial insertándose en un área con una pequeña depresión de la fosa intercondilar en la región anterior y medial del tubérculo tibial medial. Durante este recorrido el ligamento sufre una ligera rotación externa²⁷.

La inserción del LCA en la tibia es ovalada siendo la dimensión anteroposterior mas alargada que la medio-lateral. Las fibras del LCA que se insertan en el platillo tibial se

extienden al cuerno anterior del menisco lateral, pudiendo mezclarse ciertas fibras de ambas estructuras.

Se ha demostrado la presencia de 2 bandas en el LCA, la anteromedial (AM) y la posterolateral (PL) aunque hay algunos autores que mencionan la presencia de una tercera banda intermedia ubicada entre estas dos²⁸. La terminología utilizada para definir el nombre de las bandas fue determinada por su inserción tibial, siendo las fibras AM las que se originan en la región más proximal del origen de este ligamento en el fémur y se insertan en la tibia con una ubicación anteromedial con respecto a la otra banda. El origen de la banda PL es más distal a nivel femoral y se inserta en la tibia con una orientación posterior y lateral con respecto a la otra banda del LCA.

3.1.2. Características biomecánicas

El LCA actúa de forma coordinada con el resto de las estructuras de la rodilla (meniscos, ligamento cruzado posterior, ligamento colateral medial, musculatura, etc.) debiendo soportar mayor o menor carga dependiendo del gesto funcional al que sea sometido. Si existe un déficit del LCA las otras estructuras deberán compensar funcionalmente su ausencia, labor que no es tan sencilla ya que la sobrecarga de las otras estructuras puede producir un desgaste en tejidos que estaban indemnes o si las otras estructuras no son capaces de soportar cargas funcionales más altas en la rodilla se puede producir un fallo o episodio de inestabilidad que puede provocar lesiones asociadas de menisco, cartílago u otras estructuras que colaboran en el funcionamiento normal de la rodilla.

El LCA se tensa o relaja dependiendo de la posición en que se encuentra la rodilla y de las cargas que actúen sobre esta, aumentando su tensión principalmente al realizar una traslación anterior de la tibia y/o una rotación tibial interna. Al mismo tiempo se puede diferenciar la tensión en ambas bandas del LCA en los movimientos de flexión y extensión de rodilla, siendo la banda AM la que está más tensa en flexión mientras que las fibras PL se encuentran más tensas en extensión de rodilla²⁹. Diversos estudios han observado un comportamiento similar al agregar fuerzas de 134 N de traslación anterior de la tibia sobre el fémur, demostrando que se generan cargas más altas en la banda PL al realizarlo con

rangos bajos de flexión de rodilla, mientras que al aumentar el rango de flexión de rodilla disminuye la carga sobre la banda PL. En la banda AM ocurre todo lo contrario, por lo tanto, hay un aumento de la tensión sobre sus fibras al aplicar la misma fuerza con altos rangos de flexión de rodilla³⁰.

Respecto al control rotacional, la mayor responsabilidad en la restricción de la rotación interna de la tibia se le atribuye a la banda PL del LCA. Es por eso que la tendencia actual, contempla una menor disposición a realizar la técnica quirúrgica transtibial y un mayor desarrollo de la técnica de reconstrucción anatómica de LCA, ya que como se ha visto en algunos estudios la técnica de reconstrucción anatómica genera mejores resultados en la estabilidad rotacional de rodilla al reproducir la función de la banda PL^{31, 32}.

La máxima carga que puede soportar antes de romperse el LCA nativo en sujetos jóvenes (22 a 35 años) es de 2.160 (± 157) N con un stiffness de 242 (± 28) N/mm, en cambio el injerto de 10 mm de hueso tendón patelar hueso (HTPH) soporta en promedio fuerzas, antes de su fallo de 1784 (± 580) N con un stiffness de 210 N/mm. y el injerto de 15 mm de HTPH tiene un peak de fuerza tensil de 2977N, superando ampliamente la fuerza que soporta el LCA sano. El injerto cuádruple de tendón de isquiotibial con semitendinoso gracilis (STG), presenta valores de última carga antes de cortarse de 2,422 (± 538) a 4140 N y un stiffness de 238 N/mm., valores que varían dependiendo de la publicación, sin embargo, siguen siendo ampliamente superiores a las cargas que soporta el LCA normal³³.

Los valores de carga máxima y stiffness mencionados en el párrafo anterior corresponden a cargas obtenidas inmediatamente después de haber preparado el injerto. Es importante aclarar que estas cargas varían durante el proceso de neoligamentización que sufre el injerto, por lo que el paciente no puede ser sometido a cargas altas durante el primer período de rehabilitación ya que el injerto debe incorporarse al hueso (en un principio se encuentra anclado con elementos de fijación) y debe protegerse de no sufrir daños durante las distintas etapas de ligamentización³⁴.

3.1.3. Proceso de ligamentización

Una vez que se realiza la cirugía y se reconstruye el LCA con un injerto, se produce un proceso llamado neoligamentización, en que el injerto proveniente de un tendón del paciente (autoinjerto) o de un cadáver (aloinjerto) se transforma en ligamento. Este proceso requiere de cuatro fases que se detallan a continuación:

Fase 1: Ocurre en las primeras 3 a 4 semanas posteriores a la cirugía y se caracteriza por presentar en el injerto hipocelularidad, inflamación y procesos de necrosis avascular principalmente en el centro del tendón. Existe migración de células hacia el peritendon y se cree que estas células provienen del líquido sinovial, del trozo de ligamento original o de células de la médula ósea que migran desde el sitio del túnel. Alrededor de la 3^o semanas se comienza a observar desorganización de las fibras de colágeno, sin embargo, previo a esto se evidencia que la estructura y el patrón de crimp del colágeno persiste, por lo que durante las primeras semanas las propiedades mecánicas del injerto se mantienen relativamente similares. En esta etapa el punto más débil corresponde a los extremos que se deben incorporar al hueso, por lo tanto, es necesario contar con apropiados métodos de fijación del injerto^{35, 36}.

Fase 2: Empieza a la 4 semana aprox. comenzando a envolver al injerto desde la periferia a la zona central una membrana sinovial rica en vasos sanguíneos, encontrándose casi totalmente envuelto por la vaina sinovial a la sexta semana aprox. En esta misma fecha se inicia la vascularización intrínseca del injerto, de la misma forma que la anterior (desde la periferia hacia la zona central) cubriendo todo el diámetro del injerto en la semana 12 aprox²⁷.

Fase 3: Comienza entre la semana 6-8, siendo en la primera fase de esta etapa el período en que el injerto se encuentra más débil^{37,38,39} ya que las propiedades mecánicas del injerto decaen por un incremento del proceso de revascularización e infiltración extracelular, pérdida de la orientación regular del colágeno junto con la alteración de su patrón de crimp y una disminución en la densidad del colágeno seguido de un incremento de la síntesis de colágeno tipo III que es de menor diámetro y es capaz de soportar menos cargas tensiles que el colágeno tipo I²⁷. Esta

etapa se caracteriza por un aumento en la migración celular estimulada por la síntesis de citokinas y factores de crecimiento durante el proceso de necrosis. Continúa el proceso anterior de vascularización, por lo tanto, ambas etapas se superponen existiendo también un incremento en la actividad de fibroblastos, estimulando la síntesis de nuevas fibras de colágeno que generan cambios en la matriz extracelular. A pesar de que hay que tener cuidado en esta fase, es importante considerar que durante el proceso de rehabilitación se deben generar cargas que provoquen cierta tensión en el injerto para estimular sus células y producir los componentes celulares y extracelulares que permitan preservar la estabilidad del injerto; sin embargo estas cargas tienen que ser controladas, ya que cargas excesivamente altas podrían comprometer su integridad^{40, 41}. Existen múltiples células que intervienen en el proceso de ligamentización y son fundamentales en la regeneración y remodelación de este nuevo ligamento. Las enzimas que participan de este proceso son sintetizadas y secretadas por una gran variedad de tipo de células, incluyendo las células sinoviales. Las metaloproteinasas de matriz (MMPs) son enzimas que se encuentran en los espacios entre las células de los tejidos, pueden descomponer el colágeno y son relevantes en la participación de procesos como curación de heridas y la angiogénesis⁴². Dependiendo de sus diferentes sustratos, se pueden dividir en 4 subgrupos que incluye a las colagenasas (MMP-1, MMP-8, MMP-13), gelatinasas (MMP-2, MMP-9), estromelisina (MMP-3, MMP-7, MMP-10, MMP-11) y MMPs de membrana (MMP-14, MMP-15, MMP-16, MMP-17)⁴³. El balance entre MMPs y sus inhibidores de tejido (ITMPs) es decisivo en la actividad catalítica de MMPs y al parecer es determinante para que un proceso de reparación sea exitoso. MMP-1 y MMP-3 son las que juegan un rol más importante en la remodelación debido a que MMP-1 es la única enzima capaz de degradar eficientemente el colágeno intersticial adhiriéndose a su triple hélice y MMP-3 tiene un amplio espectro de sustratos incluyendo proteínas no colágenas, gelatina y laminina. La actividad de MMP-1 y MMP-3 es regulada por los ITMPs, siendo el principal inhibidor de ambas ITMP-1. Se ha comprobado que cargas cíclicas controladas que generan deformaciones menores al 4,5% en el LCA producen una mayor expresión del gen de MMP-3 facilitando la migración celular, proliferación y

remodelación del tejido, degradando el tejido provisional formado previamente y generando factores que inducen la angiogénesis y la migración celular quimiotáctica⁴⁴.

Esta es una fase muy amplia que termina entre el 4 a 12 mes dependiendo de las diversas clasificaciones de distintos autores.

Fase 4: La fase final es la de remodelación de colágeno en la que se produce una disminución de la celularidad y la vascularización, retornando a sus valores normales junto con una maduración y reordenamiento progresivo de las fibras de colágeno, recuperando las propiedades mecánicas del injerto alrededor del 12° mes, donde se alcanza el 90-100% de la tensión que soporta el ligamento original. Se observa una apariencia similar a la del tejido original entre el 6° y 12° mes posterior a la cirugía⁴⁵. Dependiendo del autor esta etapa puede comenzar desde el 4-12 mes continuando con un proceso de maduración que puede durar más de 24 meses²⁷.

Es importante considerar que los plazos en que ocurren cada una de estas fases no son tan exactos ni se encuentran totalmente definidos ya que los diversos estudios que existen han sido realizados con distintos grupos de injertos en animales y humanos. De hecho, varios autores clasifican el proceso de ligamentización solo en 3 fases, uniendo la fase 2 con la 3 en una misma etapa de este proceso³⁵.

Se ha visto que el uso de plasma rico en factores de crecimiento plaquetario influye en las características histológicas del injerto de tendón, resultando en un incremento en la remodelación y por lo tanto en una mayor maduración, comparado con injertos que no recibieron este tratamiento. Se cree que el plasma rico en factores plaquetarios podría acelerar el proceso en que se desarrolla la envoltura sinovial sobre el injerto⁴⁶.

3.1.4. Rol Neuromuscular del ligamento cruzado anterior

El ligamento cruzado anterior al igual que otros ligamentos del cuerpo va a cumplir ciertas funciones específicas en la mantención de la estabilidad articular, colaborando en restringir movimientos en uno o varios planos generando también resistencia en la separación y al mismo tiempo permitiendo un correcto movimiento desde el punto de vista osteokinemático y artrokinemático permitiendo una correcta distribución de carga intraarticular. Hace un par de años que el ligamento dejó de cumplir un rol exclusivamente

pasivo en la estabilidad articular, demostrando que tiene estrecha relación con las estructuras contráctiles del cuerpo mediante el reflejo ligamento muscular. Este mecanismo protector se produce al generar un estímulo de tensión de una intensidad determinada sobre receptores específicos propios de los ligamentos (Golgi, Corpúsculos de Paccini, Ruffini y terminaciones nerviosas libres) gatillando una señal aferente refleja que luego produce una contracción muscular que protege al ligamento de sufrir un daño si es tensado sobre sus límites fisiológicos. Esto ocurre frecuentemente durante la práctica deportiva, cuando la contracción del cuádriceps producto de un salto, patada u otro gesto deportivo genera una traslación anterior de la tibia tensando el LCA, gatillando el reflejo que produce una contracción del músculo isquiotibial que genera una fuerza posterior sobre la tibia que evita un incremento de la tensión sobre el LCA⁴⁷.

La contracción muscular sólo se gatillará después de tensar el ligamento sobre un cierto límite, es decir la gran mayoría de las tensiones y perturbaciones de intensidad baja que no ponen en riesgo la estabilidad articular, no requieren de la activación de este reflejo. El rango de longitud tensión que existe previo a gatillar el reflejo se conoce con el nombre de zona neutra⁴⁸.

Producto de la histéresis (tendencia de un material a conservar sus propiedades en ausencia del estímulo que generó cambios) de los ligamentos al ser materiales viscoelásticos, se puede generar un incremento en el umbral del reflejo ligamento muscular al ser sometido a una exposición constante de ciclos de elongación y relajación. Por lo tanto, en sujetos que generen tensiones cíclicas sobre este tejido podrán producir un aumento agudo de la zona neutra por un incremento del *creep* (estiramiento), lo que se traduce en un desorden neuromuscular que está directamente asociado con un incremento del riesgo de lesión⁴⁹.

Se ha visto que al someter a ciertos ligamentos a cargas mantenidas, estos experimentan un cierto alargamiento que persiste por un período prolongado de tiempo a pesar de suprimir la carga, es decir el ligamento no se retrae ni recupera su estado inicial de forma inmediata pudiendo llegar a recuperar sus propiedades entre 1 a 24 horas después (dependiendo de la cantidad de carga, de la cantidad de ciclos, la duración de los ciclos y del ligamento sobre el que es sometida la tensión). Existen varios estudios que reportan un

aumento de la laxitud articular post ejercicio^{50,51}, al igual que individuos que pasan mucho tiempo en posturas de flexión parcial de rodilla (arqueros, esquiadores, trabajadores de hormigón, etc.) en que se observó un aumento significativo en la laxitud anteroposterior de rodilla comparado con trabajadores que pasan mas tiempo de pie⁵². Es importante tomar en cuenta estas consideraciones al diseñar los períodos de descanso en los deportistas de alto rendimiento permitiendo que los ligamentos recuperen sus propiedades antes de someterlos a gestos deportivos con un mayor riesgo de lesión. Esto también corresponde considerarlo en las personas que realizan trabajos con posturas que pueden provocar un aumento del *creep* en los ligamentos y que después de su jornada laboral van a practicar deporte. Estos factores pueden incrementar el riesgo de lesión en el deporte o simplemente disminuir el desempeño laboral o acortar la carrera de un trabajador.

También se ha visto un incremento mayor del *creep* en mujeres comparado con los hombres y se ha confirmado que el *creep* puede generar desórdenes neuromusculares provocando un aumento de la fuerza y de la actividad electromiográfica de la musculatura agonista y un retardo en la velocidad de la respuesta motora. Esto ocurre habitualmente durante el ejercicio físico, el cual también induce a cierto grado de fatiga dependiendo de la duración y cargas utilizadas. Esta fatiga podría disminuir aún más esta respuesta refleja muscular junto con disminuir la rigidez articular asociado a una menor fuerza muscular para estabilizar la articulación. Se ha visto que posterior a un período de ejercicio que genere fatiga en los músculos de la rodilla, las mujeres presentan un incremento en la traslación anteroposterior tibial y un retardo de la activación del reflejo ligamento muscular, al compararlo con el estado previo a la fatiga y con un grupo de hombres sometido a la misma exigencia^{53,54}.

Por lo tanto, el trabajo y deporte debe ser programado minimizando los períodos de carga articular estática y enfatizar en períodos de descanso que permitan recuperar el *creep* y retornar el balance muscular de activación y coactivación.

Hay varios estudios que señalan que el *creep* se recupera en 30 minutos de descanso, pero son necesarias 24 hrs. para recuperarlo completamente con todas sus propiedades; por lo tanto, es muy importante también considerar las horas de descanso entre una exposición a cargas tensiles y una nueva exposición para evitar un alargamiento

crónico del ligamento^{55,56}.

Respecto a lo mencionado en los párrafos anteriores es importante considerar en la prevención de lesiones y durante la rehabilitación de los pacientes que han sufrido una lesión de LCA, que el ligamento no debe ser tratado como un tejido pasivo y que hay que tomar en cuenta varios conceptos (zona neutra, histéresis, creep, reflejo ligamento muscular, etc.). Al momento de tratar a estos pacientes para evitar el riesgo de producir grandes desordenes neuromusculares.

3.2. Sistema Sensoriomotor y Propiocepción

El proceso de mantener la estabilidad articular está dado por una relación entre los componentes “estáticos” (ligamentos, cápsula articular, cartílago, fricción y geometría ósea) y dinámicos (control neuromotor de feedback y feedforward a través de los músculos, rango de movimiento, fuerza y resistencia muscular), los cuales pueden funcionar de forma coordinada gracias al sistema sensoriomotor que es el encargado de transportar e integrar la información sensorial, motora, la integración central y el procesamiento de todos los componentes envueltos en mantener la homeostasis articular durante los movimientos corporales, es decir se preocupa de mantener la estabilidad articular funcional¹.

La sensación somatosensorial involucra todos los mecanismos mecanorreceptivos, termorreceptivos e información de dolor proveniente de la periferia, por lo tanto, la sensación consciente somato sensorial involucra dolor, temperatura, información táctil y una forma consciente de sensación propioceptiva. Está última (sensación propioceptiva consciente e inconsciente) entrega información sobre la kinestesia (sensación de movimiento o aceleración), sensación de la posición articular y sensación de fuerza. Estas señales aferentes son transmitidas a través del cordón espinal para dar una respuesta eferente que se denomina control neuromuscular².

El control motor es un proceso plástico bajo constante modificación, revisión e integración de input sensoriales, comandos eferentes motores y el movimiento resultante. La información propioceptiva viene de los receptores articulares y musculares y la ejecución de todas las tareas motoras preparan, mantienen y recuperan la estabilidad

postural y articular. Esto determina que para que exista un buen control neuromuscular es indispensable que las señales aferentes se encuentren en buen estado, ya que si la señal aferente es deficiente podría generar una respuesta eferente ineficiente.

3.2.1. Receptores propioceptivos de la rodilla

A continuación, se detallan los receptores de la rodilla que tienen mayor responsabilidad en captar esta información propioceptiva:

a) A nivel articular:

- Corpúsculos de Ruffini: Se encuentran en la cápsula articular, LCA y otros ligamentos de la rodilla. Son de adaptación lenta, enviando principalmente información sobre la posición estática de la articulación, la presión intrarticular y la amplitud de las rotaciones articulares⁵⁷.
- Corpúsculos de Pacini: Se encuentran en la cápsula articular, en los ligamentos cruzados junto con otros ligamentos de la rodilla. Presentan un bajo umbral al estrés mecánico y son poco sensible en condiciones estáticas y cuando la rodilla se mueve a una velocidad constante, pero muy sensitivos a la aceleración y a la desaceleración. Se clasifican como receptores dinámicos⁵⁸.
- Receptores articulares como los del órgano tendinoso de Golgi: También se ha visto la presencia de estos receptores en los ligamentos cruzados, junto con otros ligamentos en la rodilla. Son de adaptación lenta, poseen altos umbrales de estimulación mecánica y son completamente inactivos cuando la articulación está inmóvil. Estos mecanorreceptores se activan en rangos de movimiento extremos.
- Terminaciones nerviosas libres: Están ampliamente distribuidas en la mayoría de las estructuras articulares. Pueden ser encontradas en la cápsula y en los meniscos. La mayoría de estas terminaciones permanecen relativamente inactivas en condiciones normales, pero se vuelven activas cuando los tejidos articulares sufren daños o deformaciones mecánicas⁵⁹.

b) A nivel cutáneo:

- Termorreceptores sensibles a la temperatura.
- Nociceptores sensibles al dolor y a daños potenciales (C y A delta).
- Mecanorreceptores sensibles a la presión (A beta).
- Mecanorreceptores cutáneos: los corpúsculos de Meissner (de adaptación rápida tipo I) y Merkel (adaptación lenta tipo I).
- Terminaciones de Ruffini (adaptación lenta tipo II).
- Corpúsculos de Pacini (adaptación rápida tipo II)⁶⁰.

c) A nivel músculo tendineo:

- Huso neuromuscular: Son terminaciones nerviosas aferentes que se encuentra ubicadas en el músculo y son responsables de expresar información sobre longitud del músculo y la velocidad de contracción muscular.

Aunque el área central de las fibras intrafusales musculares (ubicadas dentro del huso neuromuscular e inervadas por la gamma motoneurona) carecen de elementos contráctiles, las áreas periféricas contienen elementos contráctiles, los cuales son inervados de forma independiente vía gamma motoneurona. A nivel espinal varios receptores periféricos (piel, articular, térmicos) influyen fuertemente en la actividad de la gamma motoneurona y por lo tanto en el huso muscular en proveer información aferente, de hecho, el aumento de la actividad muscular en respuesta a la estimulación de mecanorreceptores se ha atribuido a la activación de la gamma motoneurona y no de la alfa motoneurona (que inerva las fibras extrafusales). El aumento de la activación de gamma motoneurona puede venir por la estimulación cutánea de huso muscular o de comando supraespinal descendente, lo que ayuda a elevar la sensibilidad del huso muscular.

Las aferencias provenientes del huso neuromuscular se proyectan directamente en las motoneuronas esqueléticas a través de rápidos reflejos monosinápticos, por lo que cuando el huso muscular es estimulado por cambios de longitud, se genera una contracción refleja del músculo agonista. Esto provoca un aumento de la rigidez muscular que va a aportar rigidez articular de una forma muy similar a como lo hacen los ligamentos y la

cápsula articular, siendo beneficioso en la estabilidad funcional al resistir de forma más efectiva el desplazamiento articular, disminuyendo la incidencia de luxación articular. La mayor rigidez muscular como resultado de una mayor activación, también se cree que transmite cargas a huso muscular de forma más rápida, por lo que disminuiría el tiempo asociado al inicio de actividad refleja^{5,61}.

La tixotropía es la propiedad de algunos fluidos no newtonianos y pseudoplásticos que muestran un cambio de su viscosidad en el tiempo; cuanto más se someta el fluido a esfuerzos de cizalla, más disminuye su viscosidad. Este concepto tiene un rol importante en la funcionalidad del cuerpo humano ya que se ha visto que cuando un músculo es acortado y luego es llevado a una posición articular dentro de su rango intermedio de forma pasiva, el huso neuromuscular genera menos impulsos de descarga por segundo que cuando el músculo es estirado y luego se lleva a la misma posición anterior de forma pasiva⁶². Esto puede producirse posiblemente porque al cambiar la viscosidad del tejido disminuye la tensión sobre el huso neuromuscular, alterando su sensibilidad. Este concepto fue aplicado en una investigación en la que evaluaron la percepción de la posición articular en un grupo de sujetos a los que previamente se le pidió una contracción del bíceps en una posición de flexión de codo y otro grupo que se le pidió una contracción desde una posición de extensión de codo. Luego se les realizó el test de reposicionamiento articular pasivo y se observó que el grupo que venía de una posición de estiramiento presentaba peores valores en la evaluación propioceptiva, lo que podría ser provocado por una disminución de la sensibilidad del huso neuromuscular, confirmando la teoría anterior⁶³.

- Órgano tendinoso de Golgi (OTG): Es el encargado de monitorizar la tensión muscular. Se encuentra localizado cerca de la unión miotendinosa y protege la unidad tendomuscular de forma refleja, activando los músculos agonistas e inhibiendo los antagonistas. Por lo tanto, el OTG tiene el efecto opuesto del huso muscular. Cuando una tensión alta lo estimula, el OTG causa una inhibición refleja (relajación) en el músculo que está siendo demandado. Tiene un bajo umbral y alta sensibilidad dinámica, y permite proveer al SNC con feedback sobre la tensión muscular. El OTG entrega principalmente información sobre

la tensión muscular activa (durante la contracción) más que la tensión pasiva (generada durante la elongación)^{64, 65}.

3.2.2. Centros de integración de la información propioceptiva

La información propioceptiva obtenida de los mecanorreceptores viaja a través del tracto laterodorsal o espinocerebelar (ubicados en la región posterior de cordón espinal), ascendiendo a centros superiores del Sistema Nervioso Central (SNC) para transmitir la señal a la corteza somatosensorial permitiendo la obtención consciente e inconsciente de la apreciación de la posición y del movimiento articular^{66,67}. Esta señal aferente junto con el desarrollo del componente motor del sistema sensoriomotor contribuyen en la estabilidad dinámica articular. Las estructuras encargadas de producir dicha respuesta eferente están compuestas por un eje central (cordón espinal, tallo cerebral y corteza cerebral) y dos áreas asociadas (cerebelo y ganglio basal) que regulan y modulan los comandos motores⁶⁷.

Las respuestas motoras pueden darse como respuesta a input sensorial (reflejo) o desde comandos descendentes iniciados en centros superiores. Pero independiente de la fuente que inicie esto, la señal converge en el cuerno espinal anterior. La alfa motoneurona controla fibras. extrafusales (esqueléticas) y la gamma motoneurona controla la fibra intrafusar (huso muscular)⁶⁸. Para poder comprender de forma más clara el rol propioceptivo de cada estructura del SNC, se detalla a continuación la función de cada complejo:

a) Cordón espinal: Junto con la función de llevar la señal aferente a centros superiores del SNC y transmitir de forma descendente la señal eferente, también se le atribuye un rol principal para el desarrollo de respuestas reflejas y patrones elementales de coordinación motora⁶⁷.

b) Tallo cerebral: Es el encargado de integrar información sensorial desde la fuente visual, vestibular y somatosensorial⁷⁰, permitiendo un correcto equilibrio, control postural y el desarrollo de muchos movimientos automáticos del cuerpo.

c) Corteza cerebral: Es la encargada de iniciar y controlar los movimientos más complejos.

Según su función se puede subdividir en tres grandes áreas:

- Corteza motora primaria: Es responsable de la fuerza muscular y la dirección de los movimientos.
- Área premotora: Es la encargada de la organización y preparación de comandos motores.
- Área motora suplementaria: Es responsable de programar secuencias complejas de movimientos que involucran grupos musculares, como por ejemplo trabajar con ambas manos⁶⁸.

d) Áreas asociadas: Las dos áreas asociadas son el cerebelo y el ganglio basal. Estas áreas no pueden iniciar actividades motoras de forma independiente, pero son esenciales para la ejecución coordinada del control motor.

El cerebelo funciona de forma inconsciente planeando y modificando actividades motoras atribuyéndosele responsabilidad en el aprendizaje motor. Para la mejor comprensión de sus funciones se le ha dividido en tres áreas funcionales. La primera recibe información vestibular (semicircular y otolitos receptores) y se relaciona con el equilibrio postural; la segunda división es responsable de planear e iniciar movimientos especialmente los que requieren destreza y rápida precisión de la extremidad (esta división recibe información sensorial y de la corteza) y la tercera recibe información de cuatro tractos ascendentes espinocerebelares (vestibular, somatosensorial, visual y órganos auditivos) y sirve para controlar movimientos específicos que necesitan la conexión de estos sistemas, entregando gran información de feedback motor⁷¹.

El ganglio basal está formado por cinco núcleos subcorticales (grupos de células nerviosas) localizados en regiones profundas dentro del hemisferio cerebral. A diferencia del cerebelo que tiene conexiones con los tres niveles centrales, el ganglio basal sólo tiene conexión con el cerebro a través del tálamo. Con respecto al control motor se cree que el ganglio basal se relaciona con órdenes más altas y aspectos cognitivos del control motor. A diferencia del cerebelo, el ganglio basal recibe órdenes de toda la corteza cerebral (no sólo de aquellas asociadas con las funciones sensoriales y motoras)⁷².

Existe evidencia de que la rotura del LCA genera modificaciones en las señales aferentes al SNC y considerando la neuroplasticidad cerebral (capacidad cortical de

cambiar su forma o función adaptándose según los estímulos que recibe), un cambio en las señales aferentes puede generar reorganización en el SNC²⁶. También existe evidencia de que se puede generar reorganización cerebral post privación sensorial, por inmovilización articular⁷³, posterior a la lesión periférica de un nervio por amputación⁷⁴; por daños en el SNC después de un accidente vascular encefálico⁷⁵ y también se pueden generar reorganización cerebral posterior a intervenciones terapéuticas enfocadas en desarrollar estrategias de aprendizaje motor⁷⁶.

Siendo un poco más específico, se ha visto en pacientes con lesión de LCA cambios en la circunvolución temporal posteroinferior ipsilateral que se encuentra localizada en la corteza visual, e investigaciones recientes han conectado esta área con el reconocimiento de movimientos biológicos. Se piensa que la mayor activación de esta área en pacientes con daño de LCA es debido a su mayor necesidad de visualización de movimiento y feedback durante el movimiento de la articulación lesionada como resultado de una información propioceptiva restringida. En pacientes con propiocepción disminuida (LCA deficiente), la información visual contribuye mucho en la configuración de movimientos y se ha visto que paciente con LCA deficiente tienen una reducción funcional cuando los movimientos son ejecutados con los ojos cerrados o con baja iluminación.

También se ha encontrado un aumento de la activación del área motora presuplementaria contralateral en el grupo de pacientes con lesión de LCA. Esta región precede el área de activación primaria motora y es responsable principalmente de la preparación de movimientos; por lo tanto, un incremento en su actividad puede ser porque estos pacientes deben planear movimientos simples tales como flexión y extensión de la rodilla lesionada⁷⁷.

En consecuencia, una deficiencia del LCA causa reorganización del SNC y la rehabilitación debe ser enfocada en reeducar el SNC más que sólo optimizar la función neuromuscular periférica. Existen autores que señalan que para facilitar la plasticidad cerebral y provocar mejoras significativas en los resultados funcionales se deben incorporar ejercicios de reacción con estímulos sorpresivos e idealmente hacer pensar al paciente durante los ejercicios. Esto lo postulan, ya que realizaron seis test neurocognitivos a 80 sujetos controles y 80 sujetos con daño de LCA sin mecanismo de contacto, encontrando

que el grupo lesionado presentó tiempos de reacción más lento, peor memoria visual y verbal, junto con velocidad más lenta para procesar información⁷⁸.

Se cree que déficits corticales relacionados con el tiempo de reacción, velocidad de procesar, memoria visual y verbal, podrían también indicar una disminución de la capacidad de control neuromuscular y predisponer a lesiones sin contacto. En resumen, la corteza cerebral es la responsable de planear y regular todos los procesos de control motor y las tareas con funciones neurocognitivas que requieren integración cerebral, vestibular, visual y somatosensorial necesaria en el control neuromuscular; por lo tanto, se recomienda una amplia estimulación del SNC para que se pueda reaccionar de forma rápida y adecuada, considerando que muchas áreas están involucradas en gatillar señales para generar una respuesta que permita estabilizar la articulación. Así como se puede entrenar de forma cognitiva para responder más rápido a un problema intelectual, también se puede entrenar para responder más rápido de forma motora a un problema que genere demandas físicas e intelectuales.

3.3. Aspectos a considerar en el diseño de los ejercicios durante el período de rehabilitación de pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior

La lesión del LCA puede ocurrir de forma aislada o asociada a más estructuras (meniscos, ligamento colateral medial, edema óseo, etc.) dependiendo principalmente de la intensidad y del mecanismo que la provoca. Este factor puede desencadenar pequeños o grandes cambios en los protocolos de rehabilitación.

La resolución clínica en estos pacientes es principalmente quirúrgica para evitar un proceso acelerado de degeneración del cartílago articular sobre todo en personas jóvenes, deportistas o pacientes que tienen episodios de inestabilidad en actividades de la vida diaria.

Si el paciente tiene ciertas lesiones asociadas que pueden interferir en su proceso de rehabilitación post quirúrgico se recomienda realizar un par de sesiones de kinesiología previas a la cirugía, de hecho, ciertos estudios recomiendan realizar este tratamiento en todos los pacientes con independencia de si tiene o no lesiones asociadas. Estas

publicaciones señalan que con una rutina de cuatro semanas de ejercicios preoperatorios se puede acelerar el cumplimiento de ciertos objetivos en la primera etapa de rehabilitación (primeros tres meses) demostrando un incremento significativo de la fuerza muscular de cuádriceps y de la funcionalidad con mejores desempeños en los test de salto⁷⁹.

La elección del tipo de injerto que se utilice en la operación tendrá estrecha relación con el tipo y grado de actividad que desarrolle el paciente, siendo los injertos más usados los autoinjertos de semitendinoso gracilis (STG) y hueso tendón patelar hueso (HTPH), junto con los aloinjertos que son injertos de cadáver que incrementan notoriamente los costos de la cirugía. Los ejercicios de fortalecimiento seleccionados en los protocolos de rehabilitación deberán en una primera etapa proteger la zona de donde se obtuvo el injerto (en los autoinjerto), evitando generar grandes tensiones en la estructura que se encuentra en período de cicatrización, preocupándose por ejemplo de no realizar elongaciones forzadas de isquiotibial las tres primeras semanas y fortalecimiento de isquiotibiales con flexión de rodilla en cadena cinética abierta (CCA) las seis primeras semanas para evitar molestias y posibles retrasos en el cumplimiento de los objetivos en cada fase del proceso de rehabilitación. Al mismo tiempo se debe considerar las tensiones que los ejercicios provocan en el LCA, tomando en cuenta que durante las primeras fases de rehabilitación la zona más frágil que se encuentra expuesta a sufrir fallo es la fijación del injerto en la tibia y el fémur.

Se ha demostrado que el tornillo interferencial en HTPH puede soportar tensiones máximas de 683-863 N y un stiffness de 76-80 N/mm⁸⁰, mientras que el tornillo interferencial en STG puede tolerar cargas máximas de 534-925 N y un stiffness de 189-315 N/mm⁸¹. Las fijaciones con endobutton en isquiotibial soportan cargas de 520 a 1364 N antes del fallo y presentan un stiffness de 35-195 N/m⁸², mientras que las fijaciones de tornillo interferencial y endobutton de isquiotibial toleran cargas de 1290-1449 N y presentan un stiffness de 307-341 N/mm⁸³. Los estudios en animal han demostrado que a partir de la semana doce de implantación, la integración biológica del tendón es sólida. A las tres semanas de la implantación, Tomita et al.⁸⁴ determinaron que la resistencia al arrancamiento de los injertos tendón-hueso (de isquiotibiales) es inferior en un 45,8% a la de los injertos hueso- tendón-hueso (tendón rotuliano); sin embargo, a las seis y doce

semanas, la diferencia ya no es significativa. Por lo tanto a las doce semanas, la rotura postcarga ya no se produce en los puntos de unión sino en el propio tendón en los dos tipos de trasplante⁸⁵.

Debido a la inhibición muscular artrogénica que se produce por la inflamación que se genera en la rodilla inmediatamente posterior a la cirugía, se debe tener como uno de los objetivos específicos de mayor importancia la reeducación de la activación muscular y en una segunda etapa (cuando el músculo ya se encuentra activado) comenzar con el fortalecimiento muscular.

Se sugiere comenzar en la primera etapa del fortalecimiento muscular con ejercicios con gran cantidad de repeticiones y bajas cargas, es decir con ejercicios de resistencia, ya que se ha visto una atrofia muscular selectiva de las fibras musculares lentas tipo I después de una lesión y/o inmovilización, por lo que este tipo de ejercicios ayudaría a estimular el desarrollo de este tipo de fibra muscular y en fases posteriores se recomienda comenzar con ejercicios de fuerza máxima y potencia⁸⁶.

Uno de los ejercicios más controversiales en la primera etapa de la rehabilitación es el uso de ejercicios de cadena cinética abierta (CCA) o ejercicios de cadena cinética cerrada (CCC). Esta discusión se produce principalmente debido a que la contracción de los isquiotibiales en los ejercicios de CCC restringen la traslación anterior de la tibia producida por la contracción del cuádriceps, a diferencia de los ejercicios de CCA en que no existe esta cocontracción produciéndose una contracción aislada de la musculatura extensora de rodilla generando una mayor traslación anterior de la tibia, lo que provoca mayor tensión en el LCA.

Bynum et al.⁸⁷ encontraron mayor laxitud anterior de rodilla en pacientes operados de LCA tratados con protocolos de rehabilitación basados en ejercicios de CCA, comparado con un grupo de paciente que realizaron un programa de rehabilitación con ejercicios de CCC. Junto con lo anterior también encontraron mayor tasa de fallo del injerto en los pacientes que realizaron ejercicios en CCA, posiblemente porque estos ejercicios generan mayor tensión en el injerto, son menos funcionales, siendo menos útiles en la reeducación de gestos de actividades de la vida diaria, se trabaja menos el balance, la cocontracción y coordinación muscular, se generan menores fuerzas compresivas tibio

femorales, produciendo un menor stiffness articular, mayor incidencia de molestias patelofemorales, etc..

También se ha visto que comenzar con ejercicios en CCA en rango completo, es decir de 0-90 grados en etapas tempranas (cuatro semanas postoperatorio) puede generar un aumento significativo en la laxitud anterior de rodilla, al compararlo con pacientes que comienzan con este tipo de fortalecimiento en etapas tardías (doce semanas postoperatorias) en pacientes operados de LCA con técnica semitendinoso gracilis y hueso tendón patelar hueso⁸⁸. Sin embargo, se ha demostrado que los ejercicios de fortalecimiento de cuádriceps en CCA en rango protegido (90-40 grados de flexión de rodilla), generan peak de tensión similares a los ejercicios en CCC, los que no producirían mayor tensión en el LCA. También se ha demostrado que comenzar el programa de fortalecimiento muscular con ejercicios en CCA en rango protegido durante la primera etapa de la reconstrucción de LCA, no genera mayor laxitud anterior de rodilla evaluada esta después de un año de la cirugía, pero es importante considerar que una de las principales complicaciones en estos pacientes es que muchas veces desarrollan de forma paralela síntomas de dolor patelofemoral, siendo muy relevante poner atención ante cualquier molestia en la región anterior de rodilla, debido a que el rango protegido en CCA para el LCA implica ángulos de trabajo en que existe un aumento del stress patelofemoral⁸⁹.

Esto ha sido confirmado por otros estudios que mostraron buenos resultados al realizar el fortalecimiento de cuádriceps combinando CCA en rango protegido y ejercicios en CCC, sin generar aumento significativo en la laxitud articular y con valores de torque de cuádriceps más altos junto con mayor cantidad de pacientes que retornaron a su nivel de deporte que realizaban previo a la lesión, comparado con un grupo de pacientes que sólo realizó ejercicios en CCC⁹⁰.

Por lo tanto, los ejercicios en CCA podrían ayudar a fortalecer de forma más rápida la musculatura extensora de rodilla, pero es importante considerar que los resultados postoperatorios van a depender de seleccionar de forma adecuada el tipo de ejercicio de acuerdo al tiempo postoperatorio que tenga el paciente⁹¹.

Lamentablemente la gran mayoría de los estudios no detallan la cantidad de peso que se utilizó en estos ejercicios, por lo que aún no hay claridad absoluta de cuanta es la

carga máxima con que se pueden trabajar los ejercicios de CCA en todo el rango en las distintas etapas del proceso de ligamentización, ya que finalmente la cantidad de traslación anterior de la tibia en CCA va a depender del rango de movimiento y de la cantidad de resistencia que se aplique^{47,92}.

Sin embargo, hay estudios que permiten tener una referencia y han demostrado que ejercicio de fortalecimiento de cuádriceps en CCA con resistencia menores a 8 Kg., generan cargas menores a las aplicadas en un test de lachman con 90 N, y cargas superiores a 8 Kg. de resistencia producen desplazamientos que superan un 20% al generado por el test de Lachman⁹³ Figura 1.

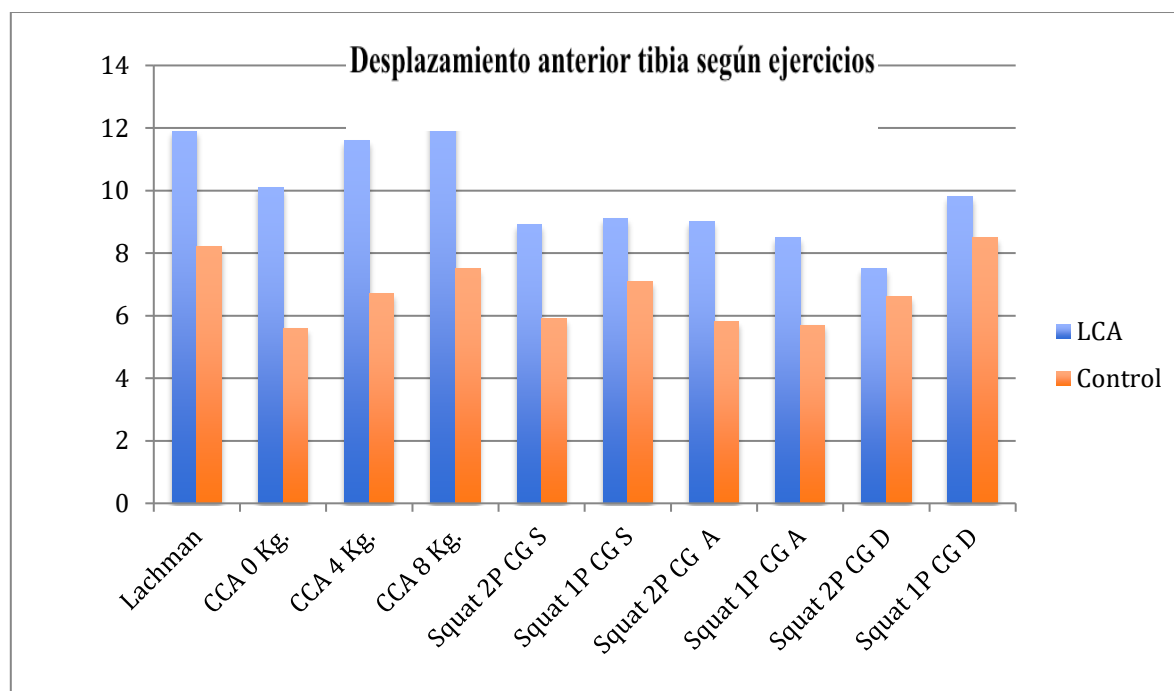


Figura 1. El siguiente gráfico muestra el desplazamiento anterior de la tibia de sujetos sanos (naranja) y con deficiencia de LCA (azul) en diferentes ejercicios utilizados comúnmente en los protocolos de rehabilitación de LCA. Se observa como ejercicios en CCA con menos de 8 Kg. generan un desplazamiento anterior de tibia similar a ejercicios en CCC. Las siglas representan Lachman (Lachman 90 N), CCA 0 Kg, 4 Kg. y 8 Kg. (Fortalecimientos en cadena cinética abierta con 0 Kg., 4 Kg. y 8 Kg. respectivamente), Squat 2P CG S (Squat con 2 piernas centro de gravedad sobre centro del pie), Squat 1P CG S (Squat con 1 pierna centro de gravedad sobre centro de los pies), Squat 2P CG A (Squat con 2 piernas con centro de gravedad atrás de los dedos del pie) Squat 1 PCG A (Squat con 1 pierna con centro de gravedad atrás de los dedos del pie), Squat 2P CG D (Squat con 2 piernas con centro de gravedad delante de los pies) y Squat 1P CG D (Squat con 1 pierna con centro de gravedad delante de los pies)⁹³.

Datos obtenidos de otras publicaciones mencionan que realizar ejercicios en CCA con cargas controladas en pacientes operados de LCA no tendría consecuencias negativas sobre el ligamento, siempre que estas cargas no superen los 24 Nm de resistencia, ya que se ha visto que cargas inferiores a esta resistencia generan tensiones sobre el LCA muy similares a ejercicios en CCC y al test de Lachman (con cargas anteriores de cizalla de 150 N)⁹⁴.

Como fue señalado en los párrafos anteriores tanto los ejercicios de CCA como los de CCC cumplen un rol muy importante en el proceso de rehabilitación de un paciente operado de LCA pero es muy importante respetar los períodos de ligamentización y considerar todos los aspectos que pueden provocar una aumento de la laxitud articular postoperatoria⁹⁴. Por lo tanto, siempre se debe tomar en cuenta, el tipo de ejercicio, el ángulo de flexión de rodilla en que se va a trabajar y la cantidad de resistencia según el tiempo postoperatorio del paciente.

A continuación, se detallan las cargas que se generan sobre el LCA valoradas en deformación o fuerza en distintos tipos de ejercicios utilizados normalmente durante el proceso de rehabilitación. También se detalla el ángulo de flexión de rodilla donde se genera el peak de tensión (Tablas 1, 2, 3 y 4).

Tabla 1. Deformación del LCA en ejercicios sin carga de peso (CCA)

Autores	Ejercicio	Deformación LCA (%)	Ángulo rodilla (°)
Heijne et al. ⁸⁸	Pararse y sentarse con 1 pierna	2,8	30
	Estocada anterior	2	30
	Bajar un peldaño	2,5	30
Fleming et al. ⁹⁵	Subir escaleras	2,8	20
Fleming et al. ⁹⁶	Bicicleta estática (175 W, 60 rpm)	2	38
Beynon et al. ⁹⁷	Squat (0-90°) sin y con resistencia 136N (30lb)	3,6 a 4	10
Kulas et al. ⁹⁸	Squat monopodal (0-65°)	3,2	20

Tabla 2. Deformación del LCA en ejercicios con carga de peso (CCC)

Autores	Ejercicio	Deformación LCA (%)	Ángulo rodilla (°)
Beynnon et al. ⁹⁷	Extensión isométrica sentado con 27 Nm	3,2	30
Beynnon et al. ⁹⁷ Noyes et al. ⁹⁹	Cajón anterior 150 N (34 lb)	1,8	90
Beynnon et al. ⁹⁷	Extensión dinámica sentado (0-90°) con 45N (10 lb)	3,8	10
	Extensión dinámica sentado (0-90°) sin carga	2,8	10
Fleming et al. ⁹⁶	Test de Lachman 100N (22,5 lb)	3	30
	Test de Lachman 150 N (34 lb)	3,5	30

Tabla 3. Peak de fuerza tensil en LCA en ejercicios sin carga de peso (CCA)

Autores	Ejercicio	Peak fuerza LCA (N)	Ángulo rodilla (°)
Toutoungi et al. ¹⁰⁰	Extensión rodilla isocinética a 60°/seg	349	35 a 40
	Extensión rodilla isocinética a 120°/seg	325	35 a 40
	Extensión rodilla isocinética a 180°/seg	254	35 a 40
	Flexión rodilla isocinética a 60°/seg	0	
	Flexión rodilla isocinética a 120°/seg	0	
	Flexión rodilla isocinética a 180°/seg	0	
	Extensión isométrica rodilla sentado	396	35 a 40
	Flexión isométrica rodilla sentado	0	
Escamilla et al. ¹⁰¹	Extensión dinámica rodilla (0-90°) con 12 repeticiones máximas (RM)	158	15

Tabla 4. Peak de fuerza tensil en LCA en ejercicios con carga de peso (CCC)

Autores	Ejercicio	Peak fuerza LCA (N)	Ángulo rodilla (°)
Escamilla et al. ¹⁰¹	Squat con 1 pierna (0-90°) con 12 RM con mancuernas	59	30
Toutoungi et al. ¹⁰⁰	Squat con 1 pierna (0-90°) sin resistencia externa	142	Menor 50
	Squat (0-90°) con talones levantados	95	Menor 50
	Squat (0-90°) con talones apoyados	28	Menor 50
Kulas et al. ⁹⁸	Squat con 1 pierna (0-90°) sin resistencia externa	124	15 a 25
Shelbourne et al. ¹⁰²	Caminata en terreno plano, sin inclinación	303	15 a 20
Pflum et al. ¹⁰³	Amortiguar caída de cajón de 60 cms. con 2 piernas	253	33 a 48
Shin et al. ¹⁰⁴	Parar y amortiguar con un pie desde corriendo a parar	1294	25 a 30

Es importante considerar que existen diversos tipos de modelos y formas en que se ha obtenido esta información, por lo tanto, hay que tener en cuenta que estos son datos bastante aproximados de lo que sucede en el LCA, ya que los valores varían levemente dependiendo de los autores.

A pesar de que el cuádriceps y los isquiotibiales son los músculos que más van a incidir en la tensión del LCA, dependiendo del ejercicio que se realice, existen también otros músculos de la extremidad inferior y columna que por debilidad e hiperactivación pueden incrementar la carga que actúa en este ligamento. Por ejemplo, a los cinco y quince grados de flexión de rodilla, la contracción de los gastrocnemios aumenta el stress sobre el LCA con valores similares a la contracción aislada del cuádriceps. Contracciones de los gastrocnemios en 30 a 45 grados de flexión de rodilla, no generan tensión en el LCA¹⁰⁵. También afecta directamente la musculatura rotadora externa y abductora de cadera, musculatura abdominal y erectora espinal, glúteo mayor, soleo, etc., por lo que el fortalecimiento muscular siempre tiene que ser global e integrar todos los grupos musculares que actúan en actividades de la vida diaria y deportiva.

Las tensiones mencionadas en las tablas anteriores permiten seleccionar de manera más adecuada el ejercicio correcto, dependiendo de la etapa de ligamentización en que se

encuentre el ligamento junto con el período de rehabilitación. Las cargas más altas corresponden a las desarrolladas al frenar bruscamente con un pie durante una carrera, amortiguar un salto y pivotar en esa pierna, etc...¹⁰⁶. Estas actividades coinciden con los gestos deportivos donde comúnmente se daña este ligamento y se ha visto que la falla visible del LCA ocurre bajo cargas que inducen deformaciones entre un 10 a 15% de su longitud^{94,107}.

Hay estudios que han demostrado que agregar ejercicios excéntricos al protocolo de rehabilitación durante los primeros cuatro meses, produce un incremento en el rendimiento de saltos verticales, horizontales y de funcionalidad según ciertos test y cuestionarios, por lo que se recomienda adicionar este tipo de ejercicios a la pauta del paciente para que comience su programa de reintegro deportivo en mejores condiciones¹⁰⁸.

3.4. Evaluaciones para el alta médica en pacientes operados de reconstrucción de ligamento cruzado anterior

El ligamento cruzado anterior (LCA) es la estructura que tiene mayor frecuencia de romperse de manera completa en la articulación de la rodilla, siendo mucho más común en el grupo de personas deportistas; de hecho, el 70% de los casos ocurre durante la práctica deportiva.

Se estima que en la población general la incidencia de esta lesión es de 1 cada 3.500 personas, resultando en 95.000 nuevos casos todos los años en países como Estados Unidos. En el grupo de pacientes deportistas la incidencia puede aumentar, esto fue confirmado en un estudio en el que se encontró que 1 de cada 2.000 visitantes de un centro de Ski, sufría una lesión en el LCA²⁶.

Aunque la mayoría de las lesiones ocurren en la población masculina (por tener una mayor participación de deportes de riesgo), las mujeres tienen una mayor probabilidad de sufrir esta lesión cuando se comparan con los hombres en actividades similares, teniendo entre 2 a 9 veces más riesgo de lesionarse. Una vez realizada la cirugía se ha visto que los pacientes tienen 15 veces más riesgo de sufrir un nuevo episodio durante los primeros 12

meses y en los siguientes 24 meses este riesgo disminuye a 6 veces comparado con un grupo control¹⁰⁹.

La lesión del LCA y su respectivo tratamiento produce un costo económico y emocional muy grande para los pacientes que la sufren. Por esta razón es fundamental realizar un buen tratamiento que permita reintegrar al paciente de forma adecuada a sus actividades deportivas, con el menor riesgo de volver a lesionarse. Para poder cumplir con este objetivo, antes de dar de alta al paciente es necesario confirmar que la rodilla se encuentra en óptimas condiciones para ser sometida a grandes cargas y rangos de movimientos durante actividades funcionales. Para tener un mayor respaldo de la decisión, cada día es más importante realizar las siguientes evaluaciones a los pacientes:

3.4.1. Evaluación clínica

Se recomienda que el paciente tenga rango completo, no presente dolor o signología inflamatoria posterior a la práctica deportiva, ni sensación funcional de inestabilidad en sus actividades de la vida diaria y deportiva.

Independiente de los parámetros que tenga el paciente en distintos test, es importante considerar que se debe cumplir al menos 6 a 8 meses postcirugía para poder reintegrar al paciente de forma normal a sus actividades deportivas, ya que esos son los plazos en que el injerto alcanza adecuados niveles de maduración y soporta niveles de resistencia tensil similares al LCA de sujetos sanos.

Si el paciente se quiere reintegrar a actividades deportivas que son de alto riesgo (para esta lesión), se recomienda, previo a la fecha de alta el paciente, que haya realizado de forma constante los dos últimos meses ejercicios de reintegro deportivo en cancha, para irse adaptando de forma progresiva a los gestos deportivos y altas demandas físicas que implica la práctica de estos deportes.

3.4.2. Test de laxitud de ligamento.

Clínicamente los test más utilizados para evaluar la indemnidad del LCA y la traslación anterior de la tibia son el test de lachman, pivot shift y el cajón anterior, pero los resultados de estos pueden variar mucho de un examinador a otro y al no ser cuantificable

hace mucho más difícil su comparación. Para poder objetivar el desplazamiento anterior de la tibia la herramienta más utilizada es el KT 2000 (sucesor del KT1000) y el stryker knee.

El KT2000 es un instrumento que sirve para cuantificar el desplazamiento anteroposterior de la tibia sobre el fémur aplicando una fuerza manual en sentido anterior a través del KT2000.

Esta herramienta permite medir:

- La traslación anterior de la tibia con la rodilla en 30° de flexión. Esto se realiza con una fuerza de 15 lb (67 N), 20 lb (89 N), 30 lb (133 N) y entre 135 a 180 N que corresponde al test de máxima fuerza manual.
- El índice de elasticidad, que se determina con la diferencia de desplazamiento en milímetros entre los resultados del test a 89 N y 67 N.
- Las diferencias de desplazamiento anterior entre la pierna sana y lesionada.
- El desplazamiento anterior de la tibia cuando se le pide al paciente (que se encuentra con 30° de flexión de rodilla), que estire la rodilla y despegue el talón de la camilla activando el cuádriceps. Esta es una evaluación activa en que la contracción del cuádriceps genera una traslación anterior de la tibia, a diferencia de las otras evaluaciones en que el evaluador generaba este deslizamiento al realizar la tracción con el instrumento de evaluación.
- El ángulo neutro del cuádriceps, que corresponde al ángulo de flexión de rodilla en que la contracción del cuádriceps no genera traslación anterior ni posterior de la tibia al encontrarse el tendón patelar perpendicular a la superficie articular de la tibia (70° de flexión de rodilla aprox.)¹¹⁰.

Hanten y Pace¹¹¹ encontraron que el KT1000 tiene alto coeficiente de confiabilidad interevaluador ($r = .85$) e intraevaluador ($r = .92$), mientras que Steiner et al.¹¹² encontraron una sensibilidad de 75% y una especificidad del 85% al evaluar pacientes con lesión del LCA con KT1000.

En general el KT1000 y el KT2000 entregan resultados confiables que los categorizan como el gold standard para reportar resultados y comparar la laxitud ligamentosa en la rodilla.

Daniel et al.^{113,114} encontraron que el 92% de sujetos normales sanos tienen una diferencia de traslación anterior de la tibia entre la pierna derecha e izquierda de 2 mm o menos, por lo que se recomienda que el resultado postquirúrgico se aproxime lo más posible a estas cifras. Habitualmente se utilizan valores que no superen los 3 mm de diferencia entre la pierna operada y la pierna sana, utilizando el KT2000.

Las mujeres presentan ciertas características neuromusculares distintas a los hombres que las hacen un poco más propensas a sufrir lesiones de LCA. Dentro de estas diferencias destaca mayor fuerza de reacción del suelo al amortiguar un salto, junto con una menor flexión de rodilla y mayor valgo en la fase de amortiguación, menor masa muscular, retardos de activación muscular, menor fuerza máxima y hay algunos estudios con ciertos grados de controversias que señalan una mayor traslación anterior de la tibia medida con KT2000 dependiendo de la etapa del ciclo menstrual y diferencias hormonales en las mujeres. Medrano y Smith¹¹⁵ compararon la traslación anterior en hombres con mujeres y en mujeres deportistas con mujeres sedentarias, encontrando que existe una diferencia en la laxitud anterior de rodilla entre hombres y mujeres pero que las mujeres sedentarias tenían una diferencia mucho más significativa con las deportistas, por lo que los autores consideraban el sedentarismo como una mayor causa de diferencia de laxitud, más que la diferencia de género.

Steiner et al.¹¹⁶ estudiaron el efecto inmediato del ejercicio en la laxitud anteroposterior (AP) en estudiantes universitarios deportistas, realizando una fuerza de desplazamiento AP de 30 lb (133N). Los resultados mostraron que los corredores de distancia (runners) y los jugadores de básquetbol tuvieron un aumento de laxitud AP de 19%, en tanto los deportistas que realizaron sentadillas no tuvieron cambios significativos (2%) en la laxitud AP de la tibia. Esto demostró que un stress repetitivo puede resultar en un incremento agudo de la laxitud articular de la rodilla

3.4.3. Medición de fuerza máxima muscular.

Una técnica comúnmente usada para individualizar la evaluación es expresar el torque o fuerza, relativo al peso corporal (Nm/kg). Habitualmente se señala que el peak de torque expresado en Nm debería ser un tercio del peso corporal expresado en Kg., es decir

si la persona pesa 70 Kg. debería obtener un peak de torque de al menos 210 Nm. Esto permite que se puedan realizar comparaciones entre sujetos a pesar de tener marcadas diferencias de peso corporal.

La diferencia de fuerza muscular entre hombres y mujeres disminuye cuando se expresa relativa al peso corporal y se reducen aún más cuando son expresadas en relación a la masa muscular¹¹⁷.

Para analizar los datos sobre la simetría que existe en ambas extremidades, es necesario tener en cuenta el tipo y el nivel deportivo del evaluado. Por ejemplo, atletas que realizan deportes de gestos asimétricos de extremidad superior (lanzamientos) pueden tener el grupo muscular del lado dominante hasta un 15% más fuerte que el no dominante. En este caso es importante considerar estos datos al momento de dar el alta de la gran mayoría de los pacientes.

Los estudios que han sido realizados en la rodilla determinan que la relación bilateral de cuádriceps y de ambos isquiotibiales tiene que ser menor a un 10%, con independencia de la edad o de la actividad que realice el evaluado^{118 119}. Esta relación no debería variar si se evalúa de forma concéntrica o excéntrica, aunque al medirlo de forma excéntrica la fuerza máxima que se alcanza es mayor al compararlo con una evaluación concéntrica. A su vez la fuerza máxima de cuádriceps e isquiotibial es relativa al peso corporal. En general, a velocidades isocinéticas bajas, los isquiotibiales producen un 60% de los valores de torque generados por el cuádriceps¹²⁰.

Al momento de analizar los datos también hay que considerar la velocidad a la que se efectúa el test, por ejemplo, la relación de peak de torque del cuádriceps con el isquiotibial es totalmente distinta cuando la evaluación es realizada a velocidades altas o bajas.

Otros estudios plantean que la relación isquiotibial cuádriceps debe ser mayor a 66% en los hombres y mayor al 75% en las mujeres, por ser un grupo que tiene mayor riesgo de lesionarse, por lo tanto, necesitan isquiotibiales más fuertes debido a su función sinergista con el LCA, cumpliendo un rol protector¹²¹.

Existen estudios que han encontrado un pobre rendimiento funcional en pacientes post operados de LCA que presentan asimetrías significativas en la fuerza del cuádriceps femoral¹²². Es importante tener claro que la fuerza es un factor importante en la prevención

de lesiones y en lograr un adecuado rendimiento deportivo, pero no es el único factor que influye en esto, por lo tanto, no hay que concentrar toda la atención únicamente en este punto.

La evaluación isocinética es útil en pacientes que han sufrido lesiones de LCA, pero es ampliamente utilizada para dar de alta a varios grupos de pacientes con diversos tipos de lesiones. De hecho, se han señalado valores de 0,73 y 0,80 en sensibilidad y especificidad de isocinética respectivamente, para predecir lesiones previas musculares.

3.4.4. Medición de resistencia muscular.

Se ha observado en algunos estudios que la gran mayoría de las lesiones de LCA ocurren al final del partido. Esto puede deberse a que la fatiga produce una disminución de actividad de huso neuromuscular y OTG alterando el control sobre las extremidades inferiores (EEII)¹²³. Junto con lo anterior se ha evidenciado una disminución de la actividad muscular del isquiotibial en acciones funcionales, como es realizar un cambio de dirección después de simular las demandas físicas de un partido de balonmano¹²⁴ y una menor actividad muscular general de la extremidad inferior al correr a velocidades altas en los últimos minutos de un partido de fútbol¹²⁵.

Para que las demandas deportivas sean bien toleradas por los pacientes disminuyendo el riesgo de lesionarse, es necesario tener músculos fuertes y potentes que protejan la articulación de posibles lesiones, pero al mismo tiempo se debe poseer una adecuada resistencia muscular para prevenir una fatiga precoz que deje desprotegida a la articulación en deportes de larga duración que involucran cambios de direcciones y velocidad, amortiguación, giros, etc.

Para evaluar la resistencia de los músculos isquiotibiales (sinergistas del LCA) se sugiere el *single leg bridge test* que sirve para medir de forma simple la fuerza de resistencia, principalmente de los isquiotibiales y que ha sido comunmente utilizado para predecir desgarros de isquiotibial¹²⁶.

Los resultados de la evaluación son pobres cuando se realiza menos de 20 repeticiones, regulares con 25 y bueno sobre 30 repeticiones.

3.4.5. Balance

Existen diversos tipos de test para evaluar el balance en pacientes post operados de LCA, siendo los más comunes el *Star excursion balance test* (SEBT), test de romberg y test de balance bipodal o monopodal sobre plataformas de fuerza.

Se ha visto una disminución en el alcance del SEBT no sólo en la pierna lesionada en pacientes con lesión de LCA, sino que también en la pierna sana comparado con un grupo control¹²⁷.

Hay publicaciones que confirman que alteraciones, en algunas distancias en este test, pueden predecir lesiones de la extremidad inferior en algunos grupos de deportistas y sugieren incorporarlo dentro de los exámenes físicos preparticipativos para poder prevenir lesiones dentro de una temporada deportiva¹²⁸.

Este test presenta una confiabilidad de 0,82 a 0,87 dependiendo de los autores.

Utilizando otros métodos para medir el balance (oscilación postural monopodal en plataforma de fuerza), también se han encontrado diferencias significativas en la pierna con déficit de LCA y en la pierna contralateral, comparados con un grupo control¹²⁹.

Las alteraciones de balance son fácilmente entrenables y se ha demostrado que se pueden mejorar estas propiedades después de un período de entrenamiento. Se han visto mejoras significativas en paciente con alteraciones de balance medidas con el test de Romberg bipodal, lo que ayuda a prevenir futuros episodios de lesiones¹³⁰.

3.4.6. Test funcionales de saltos

Cerca del 70% de las lesiones de LCA ocurren durante la práctica deportiva y el 80% de estas ocurren con un mecanismo indirecto que generalmente sucede como consecuencia de amortiguar mal un salto o al realizar un dribbling o cambio de dirección durante la práctica deportiva. Hay múltiples factores que pueden influir (menor fuerza muscular, falta de coordinación, fatiga muscular, déficits propioceptivos, etc.) en que un paciente se lesione ejecutando uno de estos gestos deportivos, por lo tanto, el análisis de los datos obtenidos al evaluar estos gestos debe considerar aspectos cuantitativos y cualitativos.

Producto de la gran complejidad de los distintos tipos de deportes y a las demandas físicas y técnicas que estos exigen, existen diversas formas de realizar los saltos durante la práctica deportiva. Por esta razón han ido apareciendo distintas formas de evaluar el

desempeño funcional al ejecutar un salto en pacientes operados de LCA. Los test más usados son los saltos verticales monopodal y bipodal, junto con los saltos horizontales monopodales simple, triple, cross over y tiempo en 6 metros ¹³¹. Estas evaluaciones demandan varias cualidades físicas que tienen un rol importante en la estabilidad articular y permiten acercarse en parte a alguno de los mecanismos que pueden generar la lesión del LCA. Es por ello, que para que el paciente pueda realizar la evaluación de salto monopodal horizontal de forma segura, en algunas publicaciones se mencionan ciertos parámetros mínimos que el sujeto debe cumplir previo a la ejecución del test. Los criterios utilizados tienen relación con un tiempo postoperatorio mayor a 12 semanas, inflamación de la rodilla menor o igual a 1+, fuerza del cuádriceps mayor o igual al 80% de la fuerza del cuádriceps de la pierna contralateral, rango de movimiento completo en la articulación de la rodilla, caminar normal y no debe existir dolor al realizar los saltos¹³².

Junto con los criterios mencionados en el párrafo anterior se puede recomendar evaluar (antes de ejecutar los test de saltos) el desempeño funcional, al realizar un squat monopodal, ya que es un gesto similar al que se evaluará, pero con una menor exigencia física. Durante la ejecución del squat se recomienda observar si el paciente genera patrones de movimientos con un tilt pélvico excesivo, gran valgo de rodilla o de retropié, excesiva flexión de tronco, un mal control de cuádriceps en la fase excéntrica del squat, gran dificultad para realizar el ejercicio, etc. Al ser un ejercicio con un gesto similar al del salto, pero con un menor esfuerzo e impacto, se presume que cualquier compensación que el paciente pueda realizar durante el squat se debería ver exacerbada durante el test de salto que exige demandas físicas más altas.

Clasificación de los test de salto.

a) Test de salto monopodal horizontal:

Son cuatro tipos de evaluaciones en los que el paciente debe realizar diversos tipos de saltos con una extremidad, que luego deben ser comparados con los resultados de la extremidad contralateral. El paciente debe iniciar el test con ambas manos entrelazadas detrás de la espalda para aislar la evaluación a la extremidad inferior y evitar mayores compensaciones con el resto del cuerpo.

- Test de salto simple: Consiste en realizar un salto hacia el frente recorriendo la mayor distancia posible. La fase de amortiguación se debe realizar en un solo tiempo, por lo tanto, el paciente no puede rebotar dos o más veces en esta etapa del salto, debido a que la evaluación no considera solamente la cantidad de fuerza que es capaz de generar el paciente, sino que también cuanta fuerza es capaz de absorber al amortiguar un salto. Este punto es muy importante considerarlo porque en esta fase de los gestos deportivos es cuando ocurre habitualmente la lesión del LCA, en que el paciente va corriendo a alta velocidad o realiza un salto y no es capaz de absorber o disipar la cantidad de fuerza que generó. En la práctica clínica es muy común observar en las primeras evaluaciones de los pacientes operados de LCA una gran dificultad (por falta de fuerza, coordinación, control o inseguridad) para amortiguar el salto en un solo tiempo, alterando considerablemente sus patrones de amortiguación con grandes cambios en los movimientos de tobillo, rodilla y cadera principalmente. Este test presenta un coeficiente de correlación intraevaluador de 0,92¹¹⁵.

- Test de salto triple: Consiste en realizar tres saltos consecutivos hacia el frente recorriendo la mayor cantidad de distancia posible. Al paciente sólo se le pide que controle en un solo tiempo la amortiguación del último salto, es decir al igual que el test anterior el paciente no puede seguir con el impulso en el último salto y debe ser capaz de controlar la fuerza que el mismo generó. Este test presenta un coeficiente de correlación intraevaluador de 0,88¹³³.

- Test de salto triple cruzado: Consiste en ejecutar tres saltos seguidos hacia el frente cruzando de un lado a otro una línea recta (que va en dirección hacia el frente) dibujada en el piso. Se debe comenzar con el primer salto hacia el frente cruzando la línea en dirección de la cara interna de la pierna que se está evaluando y se debe tener la misma consideración de los test anteriores en la amortiguación del último salto. Este test presenta un coeficiente de correlación intraevaluador de 0,84¹³³.

- Tiempo en seis metros: El paciente debe realizar una carrera monopodal en una distancia de 6 metros en dirección hacia el frente y se debe tomar el tiempo que demora en recorrer esta distancia. Este test presenta un coeficiente de correlación intraevaluador de 0,82¹³³.

Para evaluar el desempeño del paciente en estos test se debe considerar el aspecto cualitativo del salto, es decir la ejecución de este y la calidad de amortiguación junto con el aspecto cuantitativo del salto que en la gran mayoría de los estudios se recomienda que no haya una diferencia mayor a un 10 o 15% (comparando ambas distancias o tiempo) entre la extremidad sana y la lesionada³⁴.

b) Vertical stop jump

Este salto consiste en dar dos o tres pasos hacia delante a cualquier velocidad y realizar un salto con los dos pies juntos para luego amortiguar la caída con ambos pies, asimilando la forma de ejecución más realizada de algunos deportes, ya que incorpora pasos previos al salto, lo que asemeja la combinación de acciones que ocurren en varios deportes al realizar el salto. Este test evalúa principalmente la calidad de la ejecución del salto.

Se ha evaluado también la diferencia entre géneros al desarrollar el vertical stop-jump, obteniendo que las mujeres presentan una disminución de la flexión de rodilla y cadera, abducción y rotación externa de cadera, un aumento de la activación de cuádriceps y una disminución de la activación de la musculatura isquiotibial, lo que podría aumentar el riesgo de sufrir una lesión de LCA en este grupo¹³⁴.

c) Tuck jump

El tuck jump (salto en que se llevan las rodillas dobladas al pecho), comúnmente se utilizaba como entrenamiento de potencia, pero se ha comenzado a utilizar como un método de evaluación considerando la ejecución de este gesto técnico. El paciente comienza en posición bípeda con ambos pies separados a una distancia similar a la de ambos hombros e inicia el movimiento agachándose y estirando sus brazos detrás del cuerpo. Luego balancea sus brazos hacia arriba y simultáneamente salta hacia arriba llevando sus rodillas dobladas lo más alto posible. En el punto más alto del salto el paciente debe tener ambos muslos de forma paralela al suelo y al amortiguar un salto se debe comenzar de forma inmediata con el siguiente salto. Se debe indicar al paciente que realice una amortiguación suave similar a una mecedora, es decir que el contacto inicial sea con los dedos para luego continuar con el medio pie y realizar diez saltos de forma consecutiva. Si el paciente no logra controlar bien

estos movimientos de amortiguación o ambas rodillas chocan al amortiguar el salto, se recomienda no continuar realizando el test.

El análisis del salto debe ser observado desde el frente y desde el lado (esto puede ser complementado con cámaras en 2D). Existen tablas que analizan diez puntos del salto y se considera que si el paciente tiene seis o más errores en la ejecución del salto debe entrenar y trabajar en mejorar su desempeño. Los errores mas comunes que se observan al realizar este salto son un mayor valgo de rodilla al amortiguar, no poder dejar los muslos paralelos al suelo al llegar a la máxima altura del salto, falta de coordinación y asimetría en la altura máxima que obtiene cada pierna durante el salto, amortiguación con los pies demasiado juntos, amortiguación demasiado rígida con poca flexión de sus extremidades inferiores y el paciente no amortiguar con ambos pies al mismo tiempo¹³⁵.

d) Drop jump screening test:

Previo a la ejecución del salto al paciente se le deben colocar ciertas marcas ubicadas en el trocánter mayor, centro de la rótula y maléolo lateral de ambas piernas. El paciente debe colocarse junto a un cajón que tiene 30 cms. de alto y 38 cms de ancho, que se encuentra ubicado frente a una cámara que grabará la ejecución del gesto solicitado, basándose en las marcas ubicadas en los puntos mencionados anteriormente. El evaluador le muestra al paciente lo que debe realizar sin darle instrucciones verbales de cómo amortiguar y realizar el salto. El paciente debe ejecutar la prueba una vez para determinar si comprendió bien las indicaciones y luego se evalúa su desempeño. Para ejecutar este test el paciente debe dejarse caer, saltando desde el cajón de 30 cms. de altura hacia el suelo, amortiguando el salto en el suelo e inmediatamente realizar un salto vertical con su mayor esfuerzo. Esta secuencia debe repetirla tres veces y se selecciona la mejor ejecución.

Como fue señalado previamente, al paciente se le han colocado unos marcadores, de los cuales se obtendrá la distancia de separación (en cms.) entre los marcadores derecho e izquierdo de ambas caderas, rodillas y tobillos. Con posterioridad se normaliza la distancia entre rodilla y tobillos con respecto a la distancia de separación de la cadera, obteniendo el porcentaje que existe entre la distancia de los marcadores rodillas y tobillo con respecto a la distancia de los marcadores de cadera. Es decir, si la distancia entre los marcadores de

cadera es de 40 cms., la distancia de los marcadores de rodilla es de 20 cms. y la distancia de los marcadores de tobillo es de 30 cms., la distancia de separación de rodilla normalizada será de 50% y la de tobillo será de 75%.

Del gesto realizado se obtienen fotografías de la pre-amortiguación (momento previo a amortiguar la caída del cajón justo antes de que los pies del paciente entren en contacto con el suelo), amortiguación (el punto mas profundo de la fase de amortiguación y despegue (momento que el paciente comienza la fase de ascenso que está representado habitualmente por el inicio del movimiento hacia delante y arriba de los brazos). Luego se clasifica en cada una de estas etapas a los sujetos de acuerdo a los que tuvieron un valor igual o menor a 60% del valor normalizado de separación de rodillas (en relación a la cadera), entre 61-80% y mayor a 85%. Esto permite cuantificar la proporción de los cambios de alineación en el plano frontal en las distintas fases del salto.

Ciertos estudios muestran que el 80% de las mujeres sedentarias tienen una relación menor al 60% (relación de la distancia entre caderas dividido por la distancia entre rodillas), lo que genera altas fuerzas en valgo, pudiendo disminuir el contacto y congruencia tibiofemoral, pudiendo comprometer la estabilidad articular considerando que las fuerzas posteriores que generan los isquiotibiales entre 0 y 30 grados no son tan altas, lo que puede aumentar en riesgo de lesión de LCA. Esta distancia (menor a 60%) puede ser considerada como un claro factor de riesgo para sufrir una lesión en la rodilla.

Favorablemente se han visto cambios significativos en la corrección del gesto después de un proceso de entrenamiento, mejorando considerablemente los valores a corto plazo y se ha visto que estos cambios pueden persistir después de 12 meses del período de entrenamiento^{136,137,138}.

Este test tiene un coeficiente de correlación intraevaluador mayor a 0,90 en evaluar las 3 etapas del salto, junto con una confiabilidad interevaluador de 0,92, lo que lo hace muy confiable de realizar^{136,137}.

e) Salto vertical contramovimiento.

El paciente debe estar con ambas manos en sus caderas y sólo el pie designado debe

estar en contacto con el suelo. Se le da la orden de que salte lo más alto posible y que amortigüe el salto con la misma pierna que se impulsó, sin perder el equilibrio ni apoyar la pierna contralateral al momento de amortiguar el salto. Es importante considerar la calidad del salto dándole mayor énfasis a la fase de amortiguación y observando los movimientos de columna, cadera, rodilla y tobillo en todos los planos de movimiento. Se recomienda que la diferencia cuantitativa entre ambas extremidades no sea mayor a 10%.

El coeficiente de correlación intraevaluador es de 0,86 en la pierna dominante y 0,95 en la pierna no dominante¹³⁹.

f) Salto vertical contramovimiento repetitivo.

El paciente debe estar con ambas manos en sus caderas y sólo el pie designado debe estar en contacto con el suelo. Se le da la orden de que salte lo más alto posible y que amortigüe el salto con la misma pierna y vuelva a impulsarse realizando tres saltos de forma consecutiva. El último salto también debe amortiguarlo con la pierna que está realizando el salto y no debe perder el equilibrio durante la amortiguación de los saltos. Es importante considerar la calidad del salto dándole mayor énfasis a la fase de amortiguación y observando los movimientos de columna, cadera, rodilla y tobillo en todos los planos de movimiento. Se recomienda que la diferencia cuantitativa entre ambas extremidades no sea mayor a 10%.

El coeficiente de correlación intraevaluador es de 0,71 en la pierna dominante y 0,81 en la pierna no dominante¹³⁹.

Otros autores han evaluado la ejecución del salto combinándolo con gestos deportivos como, por ejemplo, realizar un cambio de dirección y salir corriendo hacia el lado contrario del pie de apoyo inmediatamente después de amortiguar con un pie el descenso de un peldaño de 30 cms. de altura. En este estudio realizado en mujeres encontraron una mayor excursión de movimiento de abducción de rodilla, junto con una mayor velocidad de este mismo movimiento y un mayor grado de rotación interna de la tibia al compararlo con el gesto de solo amortiguar la caída del peldaño con un solo pie. Las alteraciones encontradas en este estudio tienen estrecha relación con los movimientos

asociados a un alto riesgo de lesión de LCA¹⁴⁰.

Sin duda que el salto tiene múltiples características cinéticas que lo hacen muy complejo de evaluar y hay que tener claro que ninguno de estos test va a predecir con certeza cual es el riesgo que tiene el paciente de lesionarse, pero al menos nos proporciona información valiosa del desempeño funcional del paciente y de posibles factores de riesgos de desarrollar un episodio de lesión en el ligamento cruzado anterior. Dependiendo del deporte y la condición del paciente se podrá optar por utilizar el test que se considere más adecuado según sea el caso.

Es fundamental que en todos los saltos mencionados el paciente acuda a su evaluación con short y zapatillas adecuadas para ejecutar de manera correcta el gesto deportivo solicitado, permitiendo que el profesional evaluador pueda observar de manera completa el funcionamiento de la extremidad evaluada.

3.4.7. Evaluación de control sensoriomotor

a) Evaluación propioceptiva

Los receptores sensoriales que intervienen para ubicar una parte del cuerpo en el espacio pueden ser exteroceptores visuales, auditivos y táctiles o propioceptores ubicados a nivel articular, tendineo, muscular o cutáneo¹⁴¹. Por lo tanto, como son tantas las estructuras que influyen en la percepción consciente de la propiocepción, la evaluación de un receptor propioceptivo específico (Ruffini, Paccini, OTG, huso neuromuscular, etc.) no es un trabajo muy fácil de realizar.

De esta forma para poder evaluar un mecanoreceptor específico es necesario estimularlo y ver si gatilla una respuesta específica, siendo los mecanoreceptores que se encuentran a nivel capsular pobremente estimulados en la mitad del rango para contribuir en la propiocepción, por lo tanto, sólo lo harían al final del rango de movimiento, al igual que las aferencias cutáneas que también se piensa que actúan en los extremos del rango articular¹⁴². El huso muscular está descrito que responde unidireccionalmente a través de

todo el rango de movimiento y principalmente durante el movimiento activo, similar a los receptores ligamentosos que gatillan poca información cuando el movimiento es pasivo, pero al hacerlo activo gatillan más información¹⁴³.

Varios autores consideran que la propiocepción se puede evaluar mediante la reproducción de la sensación de la fuerza muscular, la kinestesia y el test de sensación de posición articular. Este último método se puede evaluar de una forma ipsilateral y de dos formas contralaterales y cada una de estas tres formas de evaluación del reposicionamiento articular pueden ejecutarse de forma activa o pasiva, incrementando aún más la variedad de formas de evaluación. En todas las evaluaciones el paciente debe ser evaluado restringiendo la información auditiva, visual y táctil (dentro de lo posible). En la sensación de posición articular ipsilateral, se debe predeterminar una posición articular que puede ser posicionada de forma activa o pasiva y debe ser memorizada por el paciente. Luego se debe retornar a la posición inicial (con la misma pierna) para posteriormente volver a la posición que fue memorizada y presionar un botón cuando se interpreta que volvió a la misma posición anterior. En cambio en la sensación de posición articular contralateral, al paciente se le pide que memorice una posición determinada con una articulación, luego vuelve a la posición de inicio e intenta imitar la posición anterior pero con la extremidad contralateral y en el tercer test se le pide al paciente que lleve una extremidad a una posición determinada y la mantenga en esa posición mientras se imita esto con la pierna contralateral sin requerir el uso de la memoria para reproducir la posición anterior.

Se pueden realizar de tres a diez intentos de reposicionar la articulación en la posición predeterminada, dependiendo del protocolo que se utilice para luego obtener el error absoluto de estos intentos. Si se desea atribuir mayor responsabilidad a algún receptor específico durante la realización de este test, es importante que las evaluaciones de reposicionamiento articular sean realizadas en rangos medios y extremos de la articulación, ya que los diversos receptores son gatillados de manera distinta dependiendo del rango en que actúan y según la función que cumplen.

Lo normal es que al realizar el test de reposicionamiento articular no exista una diferencia mayor a tres grados de error absoluto en sujetos sanos.

Las evaluaciones de reposicionamiento articular se consideran que tienen una baja

validez biológica por utilizar protocolos con velocidades de movimientos bajas, movimientos pasivos y condiciones sin carga de peso corporal en que se aísla el movimiento a una sola articulación que difiere de los movimientos que se realizan durante actividades deportivas y de la vida diaria, pero presenta la ventaja de minimizar el error de los valores obtenidos en la evaluación junto con poder aislar un poco más una estructura para discriminar el lugar exacto que puede estar provocando una alteración en el sistema sensoriomotor⁷.

Las posturas más comunes para realizar la evaluación propioceptiva son sedente o en prono pero respecto a este tema hay estudios que muestran bueno a excelente coeficiente de correlación intraevaluador (CCI) (0.31 – 0.82) en la posición sedente y moderado CCI en la posición prono (0.17 – 0.75), junto con mejores resultados en una evaluación propioceptiva ipsilateral que contralateral, expresando la medición en error absoluto¹⁴⁴.

Sin embargo, otros estudios mencionan mayor confiabilidad durante la evaluación propioceptiva en posición prono, comparado con la posición sedente y en ambas posturas señalan mejores resultados de evaluación (considerando el promedio del error absoluto) si al paciente se le pide que llegue a la posición que va a sensor desde una contracción concéntrica, comparado con un grupo que se le pidió que llegue a la posición desde una contracción excéntrica¹⁴⁵. Estas diferencias en las distintas investigaciones pueden producirse porque existen diversos métodos y herramientas de medición de la propiocepción, pero es importante considerar que también existen factores intrínsecos de los pacientes que pueden modificar los resultados de una evaluación propioceptivas y que pueden producir modificaciones en los protocolos de evaluación para evitar una posible alteración de los datos obtenidos. Por ejemplo, un aspecto que es importante considerar en ambas evaluaciones (sentado y prono) es que durante la evaluación sedente los músculos isquiotibiales se encuentran elongados mientras que el cuádriceps se encuentra acortado y al revés en la posición prono. Existe evidencia que el huso neuromuscular descarga mayor información cuando el músculo se va alargando que cuando se va acortando, y si el músculo isquiotibial gatilla mucha información aferente durante los últimos grados de extensión de rodilla en una evaluación sedente, sobrepasando a las señales enviadas por los receptores articulares, sería recomendable modificar la posición de evaluación y realizarla

en prono¹⁴⁶.

Si se pretende evaluar de forma aislada solamente los receptores articulares, se recomienda realizar la evaluación de forma pasiva evitando dentro de lo posible tensar las estructuras músculo tendineas durante la contracción muscular que se genera al realizar el reposicionamiento articular activo, que en ciertos ángulos de la medición pueden gatillar mayor información dependiendo de la exigencia muscular, es decir en una evaluación activa en los últimos grados de extensión de rodilla en la posición prono el isquiotibial debe reclutar más fibras musculares para sostener el peso de la pierna si se compara con una evaluación en prono en rangos cercanos a los 90 grados de flexión de rodilla en el que el vector rotatorio tiende a disminuir, producto de la gravedad, disminuyendo de esta forma la tensión sobre el isquiotibial. A pesar de que lo ideal sería poder realizar las evaluaciones de forma pasiva, en la práctica es un método más difícil de ejecutar ya que requiere de equipos más sofisticados que permitan movilizar la articulación evitando generar un aumento de la estimulación de los receptores cutáneos que también gatillan información propioceptiva aferente que podría sobreponerse a las señales enviadas por los receptores articulares. Por lo tanto, es importante evitar al máximo la estimulación de mecanorreceptores cutáneos, ya que estos pueden activar el sistema somatosensorial entregando mayor información propioceptiva que puede esconder posibles déficits de señales aferentes desde los ligamentos. De hecho, existen estudios que muestran un mejor rendimiento en el test de reposicionamiento articular utilizando vendas elásticas en la rodilla en pacientes con lesión de LCA¹⁴⁷.

Otro de los factores intrínsecos en los que podría existir diferencia en los datos obtenidos depende de la lateralidad. Distinto a lo que uno sospecharía, asumiendo que el lado más fuerte, rápido y hábil debiera tener mejor propiocepción Daniel J. Goble¹⁴⁸ observó en su estudio realizado en extremidad superior, que el lado no dominante presentaba mejores datos en la evaluación propioceptiva al compararlo con el lado dominante. Esta teoría ha sido confirmada por algunos estudios y profundizada por otras investigaciones que señalan una estrecha relación entre el lado izquierdo del cuerpo y el hemisferio derecho del cerebro. Esto tomaría importancia al relacionarlo con los trabajos realizado por Natio et al.^{149,150} que utilizaron un mapa regional con neuroimágenes de la

respuesta del cerebro mientras aplicaban vibraciones en los tendones, y observaron que las señales de los receptores propioceptivos generaban mayor información hacia el hemisferio derecho del cerebro, por lo tanto, el hemicuerpo izquierdo debería tener mejores valores propioceptivos. Incluso en algunas investigaciones se ha observado un mayor déficit propioceptivo en pacientes que presentan daños en el hemisferio cerebral derecho, al compararlo con pacientes con daños en el hemisferio izquierdo y con un grupo control¹⁵¹.

El nivel de actividad física también es un factor que puede influir en el rendimiento de la evaluación propioceptiva, observando en algunas publicaciones registros significativamente mejores en un grupo de futbolistas profesionales al compararlo con un grupo control. En este estudio no encontraron diferencias significativas según la lateralidad de los deportistas evaluados seguramente porque han adquirido mayores habilidades en ambas extremidades inferiores relacionada con las demandas propias de su deporte¹⁵². Otros estudios han confirmado la teoría de una mayor sensibilidad propioceptiva en cadera y rodilla en adultos sanos que realizan deporte de elite al ser comparado con un grupo de sujetos que realizan el mismo deporte (tenis) pero de forma amateur y con un grupo que está comenzando a practicar este deporte¹⁵³. A pesar de que las personas que realizan una mayor cantidad de deporte generan mejores valores en las evaluaciones propioceptivas y que el estímulo del ejercicio físico puede provocar mejoras propioceptivas agudas¹⁵⁴, se ha visto que al superar ciertos niveles de ejercicios que produzcan fatiga muscular se pueden producir mayores errores en el reposicionamiento articular y una disminución de la fuerza muscular¹⁵⁵. Estos cambios pueden durar hasta dos horas en algunos casos, pero si se realizan por ejemplo ejercicios excéntricos de forma exigente en que no sólo se produce cambios funcionales producto de la fatiga metabólica sino que también por el daño muscular asociado al dolor muscular de aparición tardía, conocido en inglés como *Delayed Onset Muscle Soreness* (DOMS), se podrían generar daños en los propioceptores provocando no sólo pérdidas de la fuerza máxima 24 hrs. post ejercicio sino que también alteraciones propioceptivas durante el mismo período de tiempo que pueden aumentar el riesgo de sufrir una lesión¹⁵⁶.

La edad es otro factor importante a considerar al momento de interpretar los datos obtenidos durante una evaluación propioceptiva, ya que se ha visto que los niños (8 a 10

años) tienen peor propiocepción que los jóvenes, siendo entre los 20 a 30 años la edad en que las personas presentan sus mejores valores de propiocepción con un promedio de error absoluto de 3,5 grados para luego ir empeorando los registros de la evaluaciones propioceptivas de forma exponencial a medida que hay un incremento de la edad. Esta alteración propioceptiva que ocurre durante la adultez puede deberse a los cambios degenerativos propios a nivel de sistema nervioso central y periférico en que la denervación producirá atrofia muscular, junto con el proceso normal de sarcopenia, visto en músculos de mamíferos de mayor edad que presentaban una menor cantidad de fibras intrafusales¹⁵⁷. Sin embargo, el grupo de los adultos presenta mejores valores propioceptivos que los niños, probablemente porque a lo largo de su vida han experimentado diversas vivencias que han retroalimentado procesos centrales que han permitido desarrollar esta habilidad¹⁵⁸.

Claramente durante un traumatismo pueden dañarse mecanorreceptores que pueden provocar déficits propioceptivos. Varios estudios han mostrado alteraciones propioceptivas en paciente con déficits de LCA y en pacientes con reconstrucción de LCA^{12,13}.

De hecho, existen revisiones sistemáticas respecto a los efectos de una lesión de LCA sobre la propiocepción de la rodilla (medido con el test de sensación de posición articular y con el umbral de detección de movimiento pasivo), y concluyen que una lesión de LCA puede causar alteraciones propioceptivas en la rodilla lesionada al compararla con la rodilla sana y un grupo control. También se determinó que los pacientes en que el LCA fue reparado, tenía mejor propiocepción que el grupo con déficit de LCA que no había sido operado¹⁴.

Al evaluar la propiocepción en pacientes, no sólo es necesario comparar los datos obtenidos con la pierna contralateral sino también con los valores normales de un grupo control, ya que al realizar la comparación sólo con la pierna contralateral se puede interpretar que el paciente está en buenas condiciones al no existir grandes diferencias con la extremidad contralateral. Existen publicaciones que han confirmado alteraciones propioceptivas no sólo en la rodilla con déficits de LCA, sino también en la sana al medirla con el test de reposicionamiento articular¹⁵. Esto podría ser por factores que afecten en el control supraespinal de arcos reflejos en lesiones de LCA, alterando conexiones cruzadas del lado opuesto en la corteza cerebral. Roberts et al. sugirieron que la alteración de

información aferente, desde los receptores periarticulares en la extremidad lesionada, afectan el funcionamiento del huso neuromuscular en la extremidad contralateral, por lo tanto, se alteraría la propiocepción y estabilidad de la extremidad contralateral¹⁵⁹. Por lo tanto, se recomienda siempre trabajar la propiocepción y el balance en la rodilla sana de los pacientes que hayan sufrido una lesión en el LCA, no sólo para mejorar la condición de la pierna no lesionada, sino que a través de puentes cruzados se podría mejorar la propiocepción de la pierna lesionada también.

Ciertos estudios confirman muy buenos resultados en reposicionamiento articular en deportistas lesionados que han recibido entrenamiento en estas áreas¹³⁰. Esto también es de gran utilidad en la prevención de lesiones, ya que se ha demostrado que incorporar a la rutina de entrenamiento ejercicios de coordinación, balance y propioceptivo puede producir mejoras propioceptivas en un grupo de sujetos deportistas sanos, generando un gran efecto neuromuscular y un gran impacto en reducir el índice de lesiones¹⁶⁰.

Hay un estudio que menciona la capacidad propioceptiva de sensor y reproducir una fuerza en mujeres sanas que juegan fútbol. Se les obtuvo el valor de fuerza generado al realizar una contracción voluntaria máxima isométrica (a 90 grados de flexión de rodilla) y luego se les generó tres curvas con un peak de intensidad menor al generado en su evaluación. La primera curva estaba al 30%, la segunda al 50% y la tercera al 70% de su contracción voluntaria máxima. Luego se les pidió que observen la curva generada en una pantalla debiendo replicar cada curva y memorizar cada intensidad para posteriormente replicar cada curva y evaluar la característica propioceptiva de tensión muscular, pero esta vez sin mirar la pantalla. Los resultados de este estudio mostraron que las personas evaluadas tenían una alta capacidad de sensor y reproducir cargas altas (70%) y una baja capacidad de reproducir las cargas bajas (30%). Los autores mencionan que esto podría ser debido a que el deporte que realizan demanda una serie de ejercicios de altas cargas, por lo que podrían estar más adaptados a reproducir pruebas y acciones a estas intensidades, razón por la cual les podría haber resultado más fácil este ejercicio¹⁶¹. Se sugiere entrenar estos déficit en los pacientes, ya que este tipo de deporte genera altas demandas de fuerza, potencia, resistencia pero al mismo tiempo se pueden solicitar gestos que requieran menos

fuerza y mucho control, siendo fundamental que el deportista pueda cumplir con estas demandas físicas para tener un adecuado desempeño deportivo y prevenir futuras lesiones.

Una evaluación similar a la mencionada anteriormente y que permite evaluar el control muscular con cargas bajas, es la evaluación de steadiness.

b) Sensación de tensión muscular submáxima o steadiness

La sensación de tensión muscular submáxima o también llamada steadiness, evalúa la capacidad de control y coordinación muscular utilizando cargas externas bajas (5 a 30% de fuerza máxima).

Se evalúa con una celda de carga en que se le pide al paciente que realice una contracción voluntaria máxima en posición sedente con 90 grados de flexión de rodilla. Luego se obtiene el 15% de la fuerza máxima realizada y se dibuja una curva con un ascenso, una meseta y un descenso que se encuentra en una pantalla frente al paciente. El paciente debe intentar dibujar otra línea sobre la que ya está dibujada idealmente sin salirse de los bordes, lo que lo deberá hacer realizando una contracción del cuádriceps, es decir a medida que pasa el tiempo, la pantalla en la que está dibujada la figura empieza a avanzar y cuando se llega a la parte de ascenso de la figura el paciente debe ir aumentando su fuerza en la misma proporción que se incrementa el ascenso de la curva, luego durante el período de la meseta el paciente debe mantener el 15% de su fuerza voluntaria máxima para no salirse de los márgenes de la figura de al fondo y finalmente cuando ocurre la fase de descenso el paciente debe ir generando menos fuerza para bajar en la misma proporción de la curva sin salirse de los márgenes establecidos.

El reflejo ligamento muscular ha demostrado la conexión mediante innervación entre el LCA con la alfa y gamma motoneurona que genera una respuesta motora de contracción muscular que permite mantener la rodilla estable. En una lesión ligamentosa hay un daño en el primer eslabón de esta cadena, provocando una alteración en las vías aferentes que tendrán una repercusión en el producto final de esta secuencia. La alteración que se produce en la respuesta motora cambiará el patrón de respuesta muscular lo que sumado a la atrofia muscular post quirúrgica provocada por el reposo o la inhibición muscular artrogénica, podrá producir alteración en la coordinación muscular. Existen publicaciones que han observado una disminución de control de cuádriceps con cargas submáximas (5 a 30% de la capacidad de contracción voluntaria máxima)¹⁷, junto con diskinesias en la contracción

agonista y antagonista en pacientes con reconstrucción de LCA, es decir una alteración en los patrones de activación muscular y un déficit de coordinación²⁰.

Existen varios artículos que han estudiado y señalado la importancia de la evaluación de fuerza máxima isocinética en pacientes operados de LCA^{18,19}, sin embargo, la mayoría de las actividades de la vida diaria requieren esfuerzos submáximos y el paciente debe tener la habilidad de controlar las cargas submáximas generadas en la rodilla al ejecutar tareas diarias. Considerando este aspecto, toma un rol muy importante esta evaluación para poder determinar la condición del paciente y no se debe enfocar el tratamiento sólo en trabajar la fuerza máxima, resistencia, potencia y tiempo de activación muscular, sino también el control muscular submáximo junto con todas las propiedades del músculo de las que depende la estabilidad articular. Esta misma condición se ha observado en pacientes con dolor patelofemoral y otras patologías¹⁶².

Se ha visto que los adultos mayores presentan un menor control muscular submáximo al compararlo con sujetos jóvenes¹⁶³, y dentro del grupo de los adultos mayores los que han presentado una mayor cantidad de caídas tienen un menor control muscular submáximo del cuádriceps¹⁶⁴. Este grupo etareo, es una población no fácil de trabajar ya que si uno desea fortalecer con altas cargas, se incrementa la tensión sobre los tendones aumentando el riesgo de lesionarlos. Al mismo tiempo las cargas altas pueden generar grandes fuerzas de cizalla y compresivas en las articulaciones, pudiendo provocar un daño potencial. Sin embargo, se ha visto en estudios que el entrenamiento con cargas controladas submáximas o entrenamiento de steadiness en la musculatura extensora de rodilla en adultos mayores genera un incremento de la fuerza máxima, aumenta la capacidad de realizar una mayor cantidad de repeticiones levantando altas cargas y mejora el *steadiness* o control muscular en cargas estáticas concéntricas y excéntricas, producto de posibles adaptaciones neurales. Los beneficios que genera este tipo de entrenamiento en este grupo de personas podrían ser extrapolables a diversos grupos de pacientes que por alguna lesión específica no puedan entrenar con grandes cargas, disminuyendo el riesgo de producir daños musculares, tendinosos, óseos y articulares¹⁶⁵.

c) Umbral de detección de movimiento pasivo.

Esta prueba sirve para evaluar la kinestesia, que se define como la percepción de la sensación de movimiento articular. Es una evaluación que varios autores la clasifican dentro del grupo de test propioceptivo ya que se evalúa cualidades y receptores muy similares a la prueba de reposicionamiento articular.

Este test se ejecuta con el paciente ubicado en una camilla, restringiendo totalmente los estímulos visuales y auditivos junto con la mayor restricción posible de los estímulos táctiles y gravitacionales. La extremidad del paciente es posicionada en un equipo que comienza a moverse a velocidades de 0,5 a 2 grados por segundo y el evaluado debe presionar un botón en el momento que el sienta que su extremidad ha comenzado a moverse.

Existen múltiples investigaciones que han realizado esta evaluación en pacientes con déficits de LCA o con reconstrucción de LCA, encontrando diferencias significativas al compararlo con un grupo de sujetos control^{6,21,66}.

A pesar de que existen artículos que señalan que al reinervarse el injerto de LCA, se deberían recuperar estas propiedades, los plazos para esto aún no están claros ya que hay publicaciones que señalan que pacientes con más de ocho meses postcirugía de reconstrucción de LCA persisten con déficit de kinestesia¹⁶⁷.

Hay publicaciones que han encontrado diferencias significativas en paciente con tendinopatía patelar utilizando este método de evaluación. Esto podría ser un factor extra en los pacientes operados de LCA (que ya tienen alteraciones propioceptivas por el daño en el ligamento) con la técnica hueso tendón hueso, influyendo en un mayor riesgo de lesión asociado a la suma de ambos factores¹⁶⁸.

La propiocepción puede jugar un rol importante en el desarrollo de tendinopatías debido a que la fatiga puede generar cambios propioceptivos que producen cambios en el patrón de movimiento y activación muscular, pero también puede ocurrir el efecto inverso en que el sobreuso crónico que provoca una tendinopatía genera un daño en las terminaciones nerviosas sensoriales que puede repercutir en una alteración propioceptiva¹⁶⁹.

A pesar de que la evaluación de reposicionamiento articular, la del umbral de detección del movimiento pasivo y el método de reproducción de sensación de fuerza han

sido considerados por varios autores como métodos de evaluación propioceptiva, Lin Li et al.¹⁷⁰ señalan que no existe correlación entre los resultados obtenidos en estos test, lo que probablemente se deba a que dentro de los receptores músculo tendineos, en la sensación de fuerza, hay un mayor aporte del OTG; la sensación del movimiento depende principalmente de la información proveniente del huso neuromuscular y en la sensación de la posición articular existe dependencia de las señales proveniente de ambos receptores (OTG y huso neuromuscular)

Para estimular el OTG y terminaciones de Ruffini se pueden utilizar velocidades lentas que van dentro de rangos de 0,5 a 2 grados por segundos. El OTG puede sensar información sobre la fuerza generada en las fibras musculares durante una contracción, mientras que el huso neuromuscular es sensible a cambios de longitud dentro del músculo^{6,171}.

d) Tiempo de activación muscular

Cualquier movimiento rápido que genere una perturbación en el sistema articular puede poner en riesgo la estabilidad de la articulación. Uno de los mecanismos que tiene el cuerpo para poder controlar esto es el reflejo ligamento muscular, que está presente cuando se tensa un ligamento de forma súbita gatillando una señal aferente que produce un reflejo que genera una respuesta eferente a nivel medular contrayendo la musculatura para proteger un potencial daño del ligamento. Este reflejo se gatilla cuando el movimiento excede la zona neutra articular.

El reflejo ha sido estudiado en varios ligamentos del cuerpo humano y se ha confirmado su presencia en el LCA, demostrando que la actividad muscular producida por el reflejo generado por el LCA siempre actúa previniendo la distracción articular disminuyendo la tensión sobre el ligamento^{172,173,174}.

Junto con este reflejo excitatorio se gatillan efectos inhibitorios en el músculo antagonista (cuádriceps) para prevenir el desarrollo de grandes fuerzas que puedan aumentar de forma excesiva el stress en el ligamento. Por lo tanto, el reflejo ligamento muscular puede ser excitatorio actuando con una contracción de la musculatura sinergista del ligamento que se está tensando o inhibitoria, disminuyendo la coactivación de la

musculatura antagonista favoreciendo un movimiento articular mas seguro y una articulación mas estable^{47,175}.

Para que la respuesta protectora sea adecuada, esto debe ocurrir de forma veloz. Esta respuesta refleja ocurre a nivel medular para minimizar el tiempo que la articulación pasa desprotegida, pero parte de la información aferente generada se transmite a centros superiores del sistema nervioso central para retroalimentar al individuo con esta experiencia y generar una respuesta anticipatoria de feedforward en futuros eventos similares a este⁴⁹. Tsuda et al.¹⁷⁶ confirmó valores similares en el tiempo del reflejo al estimular eléctricamente el LCA con un tiempo de latencia en humanos de hasta 120 ms. aproximadamente, por lo que se considera que desde que se genera la perturbación hasta que se contraen los músculos isquiotibiales y cuádriceps no debería pasar un tiempo mayor a 120 ms. Si la activación muscular supera este tiempo, la articulación podría estar expuesta a sufrir una lesión por aumentar el tiempo que pasa sin la protección dinámica que le proporciona la musculatura.

Este reflejo se puede ver comprometido cuando existe una lesión de un ligamento^{21,22,23} o en cualquier estructura que participe en este proceso, junto con condiciones especiales, como por ejemplo después de someter al ligamento a altas demandas tensiles. Esto quiere decir que si se aplica tensión estática en un ligamento durante un período de tiempo, este podrá experimentar el creep (estiramiento) y cuando la tensión o la carga de estiramiento del ligamento es eliminada, el ligamento no se retrae inmediatamente a su longitud original ni desarrolla la misma tensión a la longitud previa al desarrollo del creep o estiramiento. Cuando la carga cesa se necesita un período de tiempo para alcanzar la longitud y rigidez original, ya que el ligamento no se retrae inmediatamente y el período de recuperación puede durar de 1 a 24 hrs. dependiendo del ligamento y del estiramiento alcanzado al final de la carga. Recientemente se ha mostrado que el creep es asociado con desensibilización del arco reflejo iniciado por los mecanorreceptores en el ligamento, disminuyendo la actividad muscular refleja exponiendo a la articulación a inestabilidad y una potencial lesión. Se ha visto que la población femenina genera valores más altos de creep asociado a mayores alteraciones neuromusculares, siendo de gran importancia considerar este aspecto en la prevención de

lesiones¹⁷⁷. Es importante señalar que esta condición es reversible y la actividad muscular refleja se recupera de forma paralela con la recuperación de la longitud y tensión original del ligamento, siempre que se respeten los tiempos de reposo adecuados, porque de lo contrario se podría llegar a una condición de laxitud ligamentosa irreversible⁵⁵.

Al lesionarse un ligamento y dañarse los receptores que envían la señal aferente, se podría ver comprometida la señal que inicia este reflejo. De la misma forma al sustituir el LCA por injertos de distintos tipos, tomará un cierto tiempo (que aún no tiene plazos claramente definidos) en que el nuevo ligamento se reinerve y pueda volver a gatillar este reflejo protector^{178,179}.

También se piensa que un reposo prolongado o la misma atrofia muscular que se produce posterior a una reconstrucción de LCA, podría generar cambios en este reflejo por alterar la elasticidad del componente elástico del tendón patelar y del cuádriceps, debido a que el desuso puede generar pérdida o cambios en las estructuras musculotendineas alterando la transmisión de fuerza hacia el hueso. Karpakka et al.¹⁸⁰ reportaron que la actividad del prolyl 4-hydroxylase y galactosylhydroxylsyl glucosyltransferase, el cual es usado para estimar la alteración en la relación de biosíntesis de colágeno bajo diferentes experimentos y condiciones clínicas, disminuyendo después de tres semanas de inmovilización. Mientras que Nakagawa et al.¹⁸¹ muestran una disminución del grosor de las fibras de colágeno en tendón de Aquiles post desuso. Después de un período de desuso disminuye la rigidez del componente en serie, lo que puede producir una disminución en la eficiencia de la propagación de la tensión contráctil al hueso, lo que puede resultar en una disminución de la fuerza o un retraso de la respuesta en actividades físicas

A raíz de estos estudios, nació una publicación en la que se investigó en pacientes, con dos meses tras la operación de LCA, el tiempo premotor (intervalo de tiempo que hay entre que se prende una luz y comienza la actividad mioeléctrica, donde previamente se indica al paciente que tiene que contraer lo más rápido posible el músculo después de que se encienda la luz, hasta llegar a su contracción voluntaria máxima), el tiempo de reacción total (tiempo que transcurrió entre que se prendió la luz y comenzó a generarse el torque) y el retraso electromecánico (diferencia de tiempo entre el tiempo de reacción total y el tiempo premotor). En el estudio se obtuvo diferencias significativas en el tiempo de

reacción total y en el tiempo premotor entre la pierna operada de LCA y el grupo control. Estos resultados, no eliminan totalmente la posibilidad de alteraciones de procesamiento del sistema nervioso central, pero piensan que el retraso de la respuesta electromecánica puede ser debido a alteraciones fisiológicas periféricas, es decir, la rigidez del componente elástico en serie, cambios de la composición periférica de la fibra muscular o una disminución en la función del proceso de excitación-contracción¹⁸².

Se ha visto que las personas sanas que tienen una mayor laxitud anterior de rodilla presentan un retraso del reflejo en el tiempo de activación muscular del bíceps femoral, pero al mismo tiempo se ha demostrado un incremento del nivel de preactivación muscular y un aumento en la amplitud de la señal electromiográfica post perturbación del bíceps femoral para poder compensar el déficit en el reflejo de activación. Esto quiere decir que una alteración en la laxitud articular (en sujetos sanos o aplicado a operados que quedan con un injerto más largo), puede ser compensado con un adecuado control neuromuscular, es decir que una articulación hipermóvil no necesariamente es inestable si se asocia a un buen control motor¹⁸³.

Al igual que las otras cualidades sensoriomotoras, el reflejo generado ante una perturbación se puede trabajar y mejorar en los pacientes que tienen valores alterados, pero se recomienda que exista una amplia variedad de ejercicios con perturbaciones de distintos tipos, intensidades y direcciones, ya que se ha visto que la velocidad de activación muscular en un mismo músculo varía dependiendo del tipo de perturbación¹⁸⁴. El entrenamiento propioceptivo en la extremidad que sufrió una lesión de LCA mejora la estabilidad a pesar de que exista una alteración en el arco reflejo y una pérdida del arco reflejo. Seguramente como resultado del efecto de los estímulos que generan impulsos de feedback procesados por centros supracorticales¹⁸⁵.

e) Test del escalón

Estudios in vitro^{32,186} han demostrado un incremento en el control de la traslación anterior de la tibia posterior a una cirugía de reconstrucción de LCA, pero no han encontrado mejorías en el control de la rotación tibial. Esto podría explicarse debido a que el LCA es una estructura tridimensional desde un punto de vista anatómico y funcional, por

lo que es capaz de resistir variados tipos de cargas; sin embargo, una reconstrucción con una banda ubicada en la región central de la tibia y del fémur podría tener ciertas limitaciones en restringir cargas rotacionales. La doble banda en la reconstrucción del LCA ha mostrado patrones de respuesta diferenciada en la distribución de las cargas al ser sometidas a fuerzas aplicadas externamente, y varios estudios recientes^{187,188,189,190} han demostrado mejores resultados en el control rotacional de la tibia al ser operados con doble banda.

Producto de la gran importancia que tiene el control de la rotación de forma funcional para prevenir un nuevo episodio de rotura de LCA, varios autores han estudiado el comportamiento de la rotación tibial. Stavros Ristanis et al.¹⁹¹ evaluaron la rotación tibial interna después de bajar en escalón de 40 cms. y después del contacto del pie con el suelo rotar 90 grados en dirección de la pierna de apoyo y continuar caminando recto, es decir si se evalúa la pierna derecha el paciente debe bajar el peldaño con la pierna derecha y luego salir caminando hacia el lado derecho en una dirección 90 grados a su posición inicial. Ellos encontraron un aumento significativo en la rotación tibial interna de la pierna operada de LCA comparado con su pierna sana y con un grupo control. También encontraron un aumento similar en el grupo con ausencia de LCA, al compararlo con la extremidad sana y un grupo control.

Otros estudios muestran resultados similares al descender un escalón y realizar un movimiento rotacional de pivoteo, demostrando que a pesar de que en la reconstrucción del LCA se haya reestablecido el control de la traslación anterior de la tibia puede no recuperarse el control de la rotación tibial³¹.

Por las razones mencionadas anteriormente es que nace la necesidad de realizar, en los casos que sea necesario, el test de pivot y rotación del escalón, que consiste en que la persona debe bajar un peldaño 40 cms. y salir caminando hacia el mismo lado de la pierna que se evalúa en una dirección de 90 grados con respecto a la posición inicial. Aquí lo que se evalúa es la rotación interna de la tibia con respecto al fémur, la cual no debe ser mayor a 18 grados en sujetos con buen control rotacional funcional. Si en la evaluación se supera el rango establecido, el paciente podría tener una inestabilidad rotacional funcional que puede ser un factor de riesgo para lesiones de LCA.

3.4.8. Evaluación de gestos deportivos en el campo de juego.

Es muy importante antes de dar de alta a un paciente, evaluar el comportamiento funcional en el campo de juego, ya que este es el lugar más riesgoso para sufrir una nueva lesión.

Se recomienda comenzar la evaluación realizando circuitos de coordinación, agilidad, realizar carreras en forma de E o W analizando la ejecución de estos movimientos. Luego se sugiere incrementar la dificultad de estos gestos realizando cambios de direcciones más bruscos e incrementando las velocidades de cada gesto.

Al final se recomienda evaluar los diversos gestos deportivos que involucra cada deporte.¹³¹ En una primera etapa realizando cada gesto deportivo de forma aislada y en fases posteriores hacer circuitos que combinen varios gestos del mismo deporte.

Un aspecto que se debe considerar, es que durante la fatiga estos gestos se pueden alterar, por lo tanto es recomendable realizar la evaluación en una condición que el paciente no se encuentre cansado y en otra situación de fatiga, observando si existen cambios en los patrones de movimiento. La gran mayoría de las lesiones ocurren al final de la práctica deportiva, posiblemente por cambios neuromusculares producto de la fatiga, por lo tanto es muy importante evaluar como se desempeña el paciente bajo estas condiciones.

La observación de esta evaluación debe ser realizada en conjunto entre el cuerpo médico y técnico o bien por un profesional de la salud que sea experto en el deporte.

3.4.9. Cuestionarios

Al igual que el resto de las evaluaciones, los cuestionarios también son útiles para determinar el estado en que se encuentra el paciente en un cierto momento y permite comparar los datos con los resultados anteriores para evaluar la evolución de los pacientes y el resultado del tratamiento.

Los cuestionarios se pueden dividir en dos categorías dependiendo de la metodología utilizada. Existen test subjetivos que los debe completar el paciente y combinados, que son llenados por el paciente y el profesional especialista.

Los métodos subjetivos han sido criticados por ciertos autores, ya que sólo consideran la opinión subjetiva del paciente, lo que puede estar influenciado por su estado de ánimo.

Los cuestionarios subjetivos más utilizados son los siguientes:

- Lysholm:

Es el más utilizado en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior y se usa para clasificar la conformidad o sensación de agrado subjetiva de los pacientes en relación a la capacidad funcional que presentan durante actividades de la vida cotidiana y en el deporte.

Se sugiere utilizar este método en etapas tempranas e intermedias de la rehabilitación, ya que otorga más importancia a las actividades de la vida diaria que a las actividades deportivas.

- Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS):

Los autores de este método intentaron eliminar el sesgo del observador creando un cuestionario que debe ser completado por el paciente sin interferencia del médico. El KOOS evalúa cinco parámetros: dolor (tiene 9 items), síntomas (7 items), actividades de vida cotidiana (17 items), actividades recreativas y deportivas (5 items) y calidad de vida (4 items).

Los métodos combinados son los siguientes:

- Cincinnati Knee Ligament Rating System (CKRS)

Actualmente está compuesto de trece escalas y seis subescalas, considerando los síntomas (20 puntos), actividad deportiva y actividad de la vida cotidiana (15 puntos), examen físico (25 puntos), evaluación de inestabilidad de la rodilla (20 puntos), hallazgos radiográficos (10 puntos), y test funcionales (10 puntos), con una puntuación global de 0 a 100 puntos.

Borsa et al.¹⁹² compararon el CKRS y el score de Lysholm, concluyendo que el score de Lysholm se relaciona mejor con las actividades de vida cotidiana y el CKRS con el nivel de actividad física.

- International Knee Documentation Committee Knee Form (IKDC):

Este método consta de una parte subjetiva que consiste en 18 preguntas que tienen en cuenta síntomas, actividades deportivas y función, de las cuales al menos 16 deben ser respondidas para poder ser utilizado¹⁹³. Luego se suman los valores y se transforman en una escala de 0 a 100.

La parte de evaluación clínica del IKDC está dividida en dos secciones; la primera documenta el rango de movilidad, la posición de la rótula, la alineación de la rodilla y la laxitud articular, mientras que la segunda sección se divide en 7 grupos (inflamación, limitación de la movilidad pasiva, evaluación ligamentaria, hallazgos compartimentales, morbilidad de zona dadora del injerto, hallazgos radiográficos y test funcional)¹⁹⁴.

3.4.10. Evaluación Core

Se ha descrito en múltiples publicaciones que existe una estrecha relación entre diversas lesiones en la rodilla y una debilidad o un pobre control de la musculatura lumbopélvica.

En relación a lo anterior, se ha visto que los pacientes que se les adiciona ejercicios de estabilización del core dentro de su rutina convencional de ejercicios de rehabilitación para el ligamento cruzado anterior presentan una mejor relación de fuerza entre el isquiotibial y el cuádriceps, junto con una mejor estabilidad postural comparado con un grupo control¹⁹⁵.

Al momento de ejecutar cada una de estas evaluaciones es importante considerar que existen factores como el género, edad del paciente, condición física, tipo de deporte que realiza, etc. que son determinantes en el resultado que puede alcanzar el paciente.

Es importante señalar que el tener buenos valores en cada una de estas pruebas minimiza el riesgo de que el paciente pueda tener un nuevo episodio de lesión de LCA, pero no elimina el riesgo de manera completa.

METODOLOGÍA

4. Metodología

4.1. Diseño

Estudio de diseño transversal

4.2. Sujetos

La muestra está compuesta por 117 sujetos voluntarios ($25,5 \pm 4,3$ años, $71,5 \pm 11,42$ Kg. y $172,1 \pm 8,23$ cms). El total de los evaluados corresponde a 51 sujetos sanos ($24,7 \pm 3,51$ años, $67,4 \pm 11,79$ kgs. y $170,2 \pm 8,6$ cms.) y 66 sujetos operados ($26,3 \pm 4,77$ años, $74,6 \pm 10,13$ Kgs. y $173,6 \pm 7,60$ cms.) de LCA con un tiempo post-quirúrgico de seis a doce meses. De estos últimos 32 fueron operados con la técnica HTH y 34 con la técnica STG. Los participantes del estudio tenían un nivel de actividad física con un puntaje de 4 a 7 en la escala de Tegner¹⁹⁶.

Los criterios de exclusión utilizados en este estudio fueron: no haber tenido ninguna intervención quirúrgica en sus extremidades inferiores (sujetos sanos), dolor agudo o crónico en los últimos seis meses (sujetos sanos), no haber tenido cirugías previas de rodilla, pacientes operados con aloinjerto y lesiones asociadas de ligamento cruzado posterior, sutura meniscal y reparación cartílago (sujetos operados); o índice de masa corporal mayor a 30 (ambos grupos).

Todos los pacientes operados fueron sometidos a un proceso de rehabilitación con criterios similares. Los objetivos de las seis primeras semanas fueron reducir la inflamación, recuperar o mantener el rango de extensión normal, mejorar la activación muscular de cuádriceps y reeducar la marcha. En la segunda etapa post-quirúrgica, es decir, después de las seis semanas los objetivos fueron fortalecer cuádriceps e isquiotibial, favorecer el control neuromuscular y recuperar el rango normal de la rodilla. En la tercera etapa, la cual comienza después de la semana doce, el objetivo fue fortalecer musculatura y comenzar a trotar. En la fase final de la rehabilitación, entre la semana veinte y treinta y dos, los objetivos estaban relacionados con mejorar el rendimiento en actividades pliométricas, de salto y cambio de dirección.

Cada uno de los participantes del estudio firmó un consentimiento informado previo a realizarse las evaluaciones (Anexo 1).

Esta investigación fue aprobada por el comité de bioética de la Pontificia Universidad Católica de Chile (Anexo 2).

4.3. Variables de estudio

a) Variable independiente: Rotura ligamento cruzado anterior.

b) Variables dependientes:

- Reposición articular.

Esta variable representa la diferencia que ocurre cuando se le solicita al paciente imitar una posición señalada anteriormente. La unidad de medición es en grados.

- Sensación de tensión muscular o steadiness.

Esta variable indica la capacidad del evaluado de generar una contracción muscular submáxima; la que debe ser capaz de seguir en un circuito establecido previamente con distintos tipos de intensidades de contracción. La unidad de medida es en Newton y los datos se entregan según el coeficiente de variación.

- Tiempo de activación muscular.

Esta variable representa el tiempo que demoran los músculos (cuádriceps e isquiotibial) en comenzar a activarse cuando se produce una desestabilización inesperada en una de las piernas. La unidad de medida es en milisegundos.

4.4. Mediciones

Se evaluó el control sensoriomotriz de rodilla mediante:

- (a) Prueba de reposicionamiento articular usando un electrogoniómetro en tres rangos articulares diferentes.
- (b) La sensación de tensión muscular mediante la técnica de steadiness isométrico.
- (c) El comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial frente a una perturbación mecánica.

Cada evaluación se realizó en ambas extremidades de los sujetos sanos y en ambas extremidades de los sujetos operados. Esto permite comparar los valores de la extremidad operada (grupo operado) con la extremidad contralateral sana de los sujetos operados

(grupo contralateral) y con la extremidad de un grupo control de sujetos sanos (grupo control).

Primero se realizaron comparaciones para observar diferencias dentro del grupo control de sujetos sanos. Se comparó el grupo de mujeres con el de hombres, los de mayor nivel de actividad física con los que tenían un menor nivel de actividad física y la extremidad izquierda con la derecha (Tabla 5).

Luego se hicieron cinco grupos, para comparar los valores del grupo control de sujetos sanos (grupo control) con la extremidad operada de LCA con la técnica STG (operada STG), con la extremidad contralateral sana de los sujetos operados STG (contralateral STG), con la extremidad operada de LCA con técnica HTPH (operada HTPH), y con la extremidad contralateral sana de los sujetos operados HTPH (contralateral HTPH) (Tabla 6).

Para evaluar cada técnica quirúrgica de manera independiente, se comparó primero los pacientes STG, analizando los resultados de tres grupos (control, operado STG y contralateral STG) y luego se realizó la comparación utilizando los pacientes operados con HTPH (control, operado HTPH y contralateral HTPH).

Con posterioridad, se comparó los resultados de las evaluaciones entre técnicas quirúrgicas sólo de la extremidad operada (STG operada con HTPH operada).

Tabla 5. Información grupo control de sujetos sanos. n = número de sujetos por categoría.

Variable	Grupos	
Sexo	Hombres (n = 27)	Mujeres (n = 24)
Nivel de actividad física escala de Tegner	Mayor a 5 (n = 28)	Menor o igual a 5 (n = 23)
Edad	Mayor a 25 años (n = 18)	Menor o igual a 25 años. (n = 33)
Dominancia	Extremidad dominante (n = 51)	Extremidad no dominante (n = 51)
Extremidad	Derecha (n = 51)	Izquierda (n = 51)

Tabla 6. Información del grupo de sujetos operados y de los subgrupos en que se dividió a los sujetos para poder hacer las comparaciones de cada evaluación. Abreviaciones: n = número de sujetos por categoría; LCA = Ligamento Cruzado Anterior; STG = Semitendinoso gracilis; HTPH = Hueso Tendón Patelar Hueso.

Variable	Grupos				
Intervención	No operados (n = 51)		Operados LCA (n = 66)		
Tipo cirugía	No operados		STG (n = 34)	HTPH (n = 32)	
Sexo	Mujeres sanas (n = 24)	Hombres sanos (n = 27)	Mujeres operadas (n = 10)	Hombres operados (n = 56)	
Grupos	Control (n= 51)	STG-operada (n=34)	STG-contralateral (n=34)	HPTH- operada (n=32)	HPTH- Contralateral (n=32)

4.4.1. Sensación de posición articular.

Para la evaluación de la sensación de posicionamiento articular, se midió la capacidad del sujeto de replicar una posición articular previamente seleccionada de manera activa^{6,7}. Para ello se utilizó un electrogoniómetro uniaxial (Kinectecnic Ltda, Santiago, Chile) para la medición del ángulo articular de rodilla en tres rangos de movimientos: 30°-0°, 60°-30°, 90°-60°. El sujeto fue posicionado sentado al borde de la camilla con el fulcro del electrogoniómetro alineado con el eje de la rodilla (cóndilo femoral lateral).

Para cada rango de movimiento se seleccionó una posición angular de rodilla (ángulo objetivo) y el sujeto debió realizar diez repeticiones intentando reproducir el ángulo articular previamente seleccionado (ángulo alcanzado). Este procedimiento se repitió para cada extremidad y para cada uno de los rangos articulares mencionados (Figura 2A).

En cada repetición se calculó la diferencia entre el ángulo alcanzado por el sujeto y el ángulo objetivo, obteniendo el promedio de la diferencia de las diez repeticiones para cada ángulo y extremidad. Es decir, se obtuvo un total de treinta repeticiones por extremidad, diez en el rango de movimiento 90°-60°, diez en el rango 60°-30° y diez en el rango 30°-0°.

El paciente realizó la prueba con los ojos vendados para bloquear el aporte de la visión en esta evaluación. Para el procesamiento de la señal, se utilizó el programa Igor Pro 6.0 (WaveMetrics Inc, Lake Oswego, USA).

4.4.2. Sensación de Tensión muscular, Steadiness.

El propósito de este análisis, fue evaluar la capacidad de los sujetos de mantener una fuerza constante al 15% de su contracción voluntaria máxima isométrica (CVMI), lo que representa el control muscular fino^{8,9}. El steadiness isométrico es representado como el coeficiente de variación entre el target entregado y la fuerza mantenida por el sujeto.

Evaluación de la CVMI.

Se posicionó al paciente sentado con un ángulo de flexión de rodilla de aproximadamente 90°, anclando al extremo distal de la pierna una celda de carga. Se les solicitó a los sujetos que realizaran una contracción voluntaria máxima isométrica de la musculatura extensora de rodilla durante cuatro segundos, procedimiento que se repitió tres veces por extremidad con pausas de un minuto entre cada repetición. Posteriormente, se seleccionó el valor máximo de fuerza obtenido entre las tres repeticiones. Se utilizó una celda de carga (Scottsdale, Arizona, USA), la señal fue capturada mediante el sistema Trigno Wireless System (Delsys, Boston, USA) a una frecuencia de sampleo de 2000 Hz.

En la misma posición en la cual se evaluó la fuerza y con la misma celda de carga, se evaluó el steadiness isométrico de extensores de rodilla. En la pantalla se desplegó una figura de forma trapezoidal (Figure 2B, superior, línea roja), cuya parte superior representa el 15% de la CVMI, previamente medida. La tarea consistió en ejercer fuerza con los extensores de rodilla al 15% de la CVMI, haciendo coincidir la fuerza generada por el sujeto (Figura 2B, superior, línea verde) con el target trapezoidal desplegado en la pantalla. La fuerza realizada fue entregada como feedback en tiempo real para que así la prueba pudiese ser realizada, durante los veinte segundos que duraba cada repetición. Este procedimiento se realizó tres veces por extremidad, con pausas de un minuto entre repetición (Figura 2 B).

Procesamiento de Señal

Se utilizó el programa Igor Pro 6.0 (WaveMetrics Inc, Lake Oswego, USA) para el procesamiento de steadiness isométrico. Para cuantificar el control muscular fino, se obtuvo el coeficiente de variación entre las fluctuaciones de fuerza isométrica alrededor del target trapezoidal desplegado (método ya descrito por otros autores, en una ventana temporal de aproximadamente diez segundos (Figure 1, B). Se seleccionó la parte más estable de la fuerza generada en la zona superior del trapecioide mediante criterio visual por los encargados de procesar las señales. El resultado final obtenido es el coeficiente de variación, expresado en porcentaje, el cual es una medida de dispersión estadística que describe la cantidad de variabilidad en relación a la media, lo que ha sido utilizado en diversos estudios para ver cuanto varia la fuerza generada por el sujeto en relación al target desplegado en pantalla.

4.4.3. Comienzo de Activación Muscular de Rodilla

Se midió el tiempo de activación muscular de rodilla mediante sEMG utilizando dos plataformas desestabilizantes que generan una perturbación en ambas extremidades, método previamente utilizado en otros estudios^{6,11}. Las plataformas caen repentinamente desplazándose treinta grados, generando un movimiento de inversión del tobillo. La caída de las plataformas fue capturada con un acelerómetro triaxial (Delsys, Boston, USA) que fue sincronizado con las señales de sEMG. Este procedimiento fue realizado seis veces por cada extremidad, de manera aleatoria, en donde el evaluado no pudo ver ni escuchar.

En relación a los registros electromiográficos, los sensores de sEMG fueron posicionados en los músculos Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Semitendinoso (ST) y Bíceps Femoral (BF) en ambas extremidades de los sujetos. El posicionamiento de los sensores se realizó según las recomendaciones SENIAM¹⁹⁷. En total ocho sensores de EMG bipolar (Delsys, Boston, USA) fueron posicionados para cada sujeto, donde las señales fueron amplificadas y grabadas a una frecuencia de 2000 Hz (Figura 2 C).

Para cada músculo evaluado se obtuvo el tiempo que demora el músculo en activarse desde que cae la plataforma. Para ello se utilizó el programa Igor Pro 6.0

(WaveMetrics Inc, Lake Oswego, USA) en donde se rectificaron las señales de EMG y se determinó el umbral de activación como el promedio de la amplitud basal medido 50 ms previo a la perturbación más cinco desviaciones estándar de la misma ventana temporal^{198,199}. Posteriormente se desplegó un gráfico con la EMG de cada músculo, el umbral de activación y el acelerómetro de la plataforma para el cálculo del comienzo de activación. La latencia de activación se calculó como el delta de tiempo entre el inicio de la aceleración durante la desestabilización y el inicio de la activación muscular (Figura 3). Este procedimiento fue realizado para cada músculo evaluado, donde se obtuvo un promedio de las tres mejores repeticiones de cada músculo para ambas extremidades.

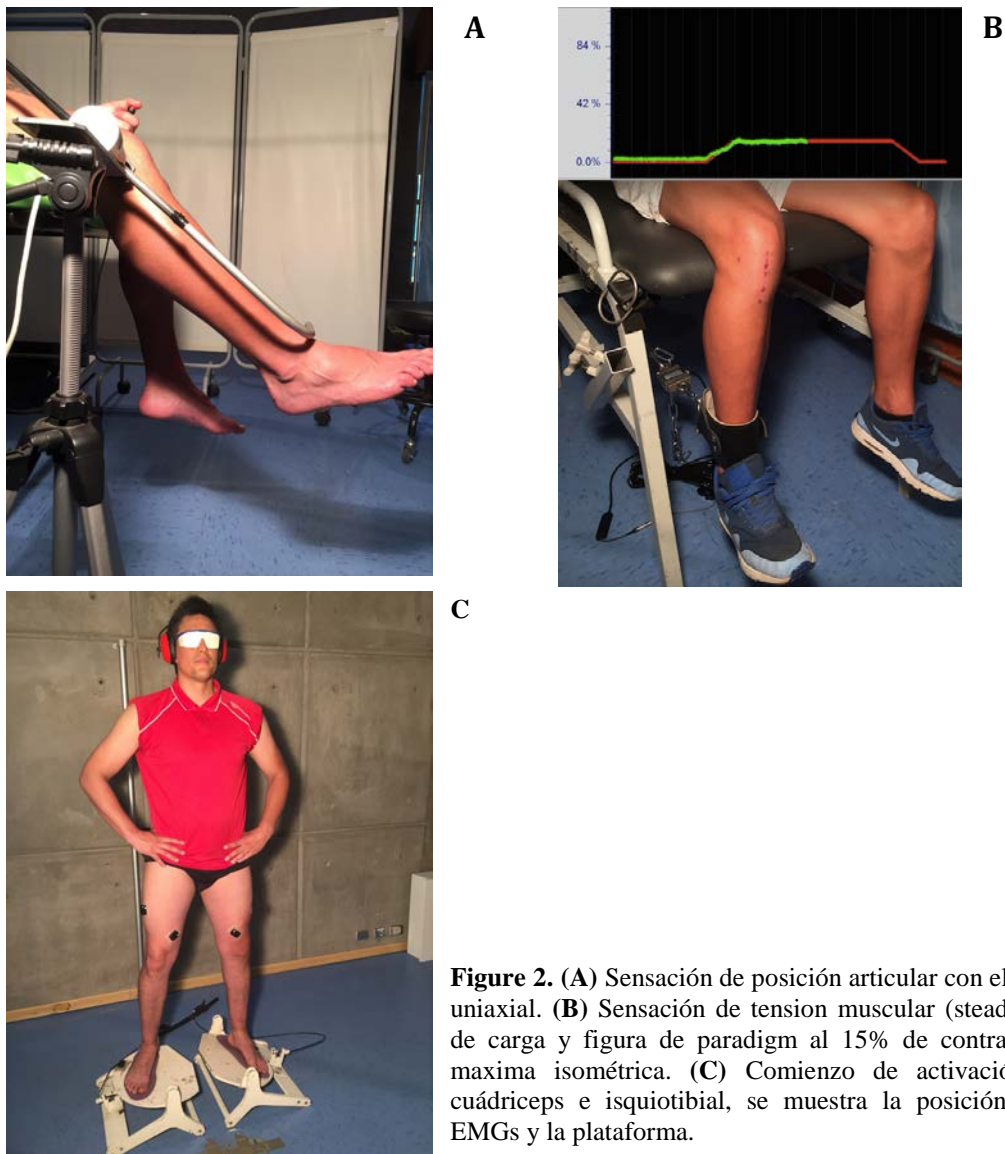


Figure 2. (A) Sensación de posición articular con electrogoniómetro uniaxial. (B) Sensación de tensión muscular (steadiness) con celda de carga y figura de paradigma al 15% de contracción voluntaria máxima isométrica. (C) Comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial, se muestra la posición de los sensors EMGs y la plataforma.

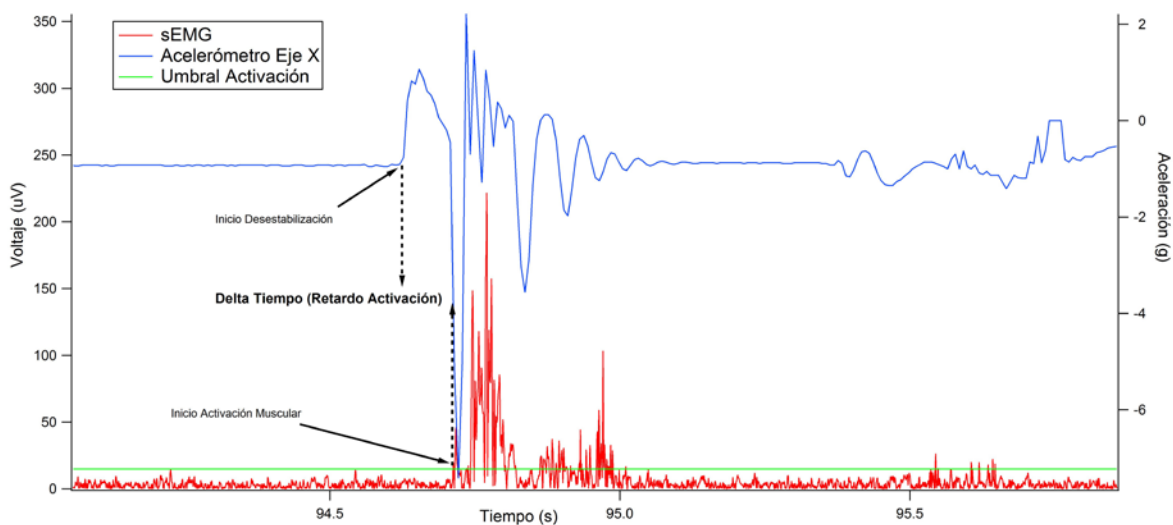


Figura 3. Muestra el tiempo que demora en activarse el músculo después de la perturbación.

4.5. Análisis Estadístico

El tamaño muestral para este estudio fue calculado basado sobre el estadígrafo de T de Student para datos pareados, siguiendo las recomendaciones de Stevens²⁰⁰ (usando $\alpha=0.05$ y $\beta=0.20$, con una potencia de $=80\%$, y un tamaño del efecto, (effect size) de $=1.75$ (basado sobre la diferencia de la media del ángulo de reposición articular como variable principal). Un tamaño de muestra de 25 sujetos por grupo fue requerido.

Para evaluar la normalidad de la distribución de los datos de todas las variables continuas se utilizó el test de Shapiro-Wilk.

- Análisis del grupo control:

Se utilizó el test de diferencia de medias (t-test) para el caso de datos con distribución normal y el test de rangos con signos de Wilcoxon en caso contrario.

Para las distintas pruebas medidas (Reposicionamiento, Steadiness y Onset Muscular) se comparó diferencias entre género, diferencias entre grupos con distintos niveles de actividad física, diferencias entre la extremidad dominante y la no dominante, y diferencias entre extremidad derecha versus izquierda de un mismo sujeto.

- Análisis sujetos operados

Un análisis de varianza ANOVA a una vía se utilizó para comparar la variable de sensación de posición articular, steadiness y comienzo de activación muscular en cada grupo de estudio (es decir, control, operado STG, contralateral STG; y control, operado HTH y contralateral HTH).

Después de usar ANOVA, para realizar las comparaciones múltiples (post hoc) se utilizó el test de Scheffé.

Para comparar las variables analizadas (JPS, Steadiness y comienzo activación muscular) entre ambas técnicas quirúrgicas (HTH con STG), se utilizó el test de diferencia de media (t-test).

Para todos los análisis estadísticos se usó el software STATA 9.1.

Se consideró un resultado estadísticamente significativo cuando el valor de p fue menor o igual a 0.05.

RESULTADOS

5. Resultados

5.1. Sensación de posición articular.

5.1.1. Grupo Control

Al interpretar los datos obtenidos se encontró una diferencia significativa entre hombres y mujeres en la prueba de reposicionamiento articular de rodilla en 90-60° (diferencia 2,12°, $p=0,0127$) y en 30-0° (diferencia 1,73°, $p=0,0017$) al comparar las extremidades derechas de ambos géneros. Al comparar las extremidades izquierdas se encontró una diferencia significativa en el rango 60-90° (diferencia 1,57°, $p=0,0034$). En ambas comparaciones los hombres obtuvieron mejores resultados. (Tabla 7 y 8; Figura 4).

El grupo con mayor nivel de actividad física tuvo valores significativamente mejores en reposicionamiento articular de 90-60° (diferencia 1,52°, $p=0,0328$) en la extremidad derecha y de 30-0° (diferencia 1,51°, $p=0,0173$) en la extremidad izquierda, comparado con el grupo que realizaba un menor nivel de actividad física (Tabla 9 y 10; Figura 4).

No se encontraron diferencias significativas al comparar la extremidad dominante con la no dominante, sin embargo los resultados mostraron que la extremidad izquierda presentó mejores resultados en reposicionamiento articular en 60-30° (diferencia 1,92°, $p=0,0048$) (Tabla 11 y 12; Figura 4).

El detalle de la evaluación de sensación de posición articular en los sujetos sanos encuentra en las Tablas 7 a la 12 y en la Figura 4.

5.1.2. Grupo operado

- El grupo control presentó mejores valores en JPS en 30-0° al compararlo con el grupo operado de STG (diferencia 0,8°, $p=0,006$) y el contralateral de STG (diferencia 2,2°, $p=0,002$). El grupo control también mostró mejores resultados en SPA en 60-30° comparado con el grupo operado de STG (diferencia 1,85°, $p=0,003$) (Figura 2 A) y en SPA en 90-60° comparado con el grupo operado STG

(diferencia 2,16°, $p=0,006$) y el contralateral STG (diferencia 1,87°, $p=0,03$) (Figura 7 A).

- El grupo control presentó mejores valores SPA en 60-30° que el grupo contralateral HTH (diferencia 2,86°, $p=0,045$). Al compararlo en 90-60° el grupo control también mostró mejores valores que el grupo operado HTH (diferencia 0,82°, $p=0,045$) y el contralateral HTH (diferencia 2,09°, $p=0,006$) (Figura 7 A).
- No se encontraron diferencias significativas al comparar los resultados de SPA del grupo operado STG con el grupo operado HTH.
- El detalle de la evaluación de sensación de posición articular en los sujetos operados encuentra en la Tabla 13 y Figura 7A.

5.2. Sensación de Tensión muscular. Steadiness.

5.2.1. Grupo control

En relación al steadiness se observó que las mujeres tenían diferencias significativas con los hombres en la extremidad derecha (diferencia -0,029, $p=0,0002$) y en la izquierda (diferencia -0,019, $p=0,0009$), observándose valores considerablemente mejores en las mujeres. (Tabla 7 y 8; Figura 5).

El grupo con mayor nivel de actividad física, tuvo valores significativamente mejores en steadiness derecho (diferencia 0,032, $p=0,0065$) e izquierdo (diferencia 0,020, $p=0,0173$) comparado con el grupo que realizaba un menor nivel de actividad física. (Tabla 9 y 10; Figura 5).

No se encontraron diferencias de steadiness entre la extremidad derecha y la izquierda.

- El detalle de todas las evaluaciones de steadiness del grupo control se encuentran en las Tablas 7 a la 12 y en la Figura 5.

5.2.2. Grupo operado

- No se encontraron diferencias al comparar en cada técnica quirúrgica el grupo control, operado y contralateral.

- Los pacientes operados con STG presentaron mejores resultados de steadiness al compararlos con los operados con HTPH (diferencia 0,006, $p=0,0224$) (Figura 7 C).
- El detalle de todas las evaluaciones de steadiness se encuentran en la Tabla 14 y Figura 7C.

5.3. Comienzo de Activación Muscular de Rodilla.

5.3.1. Grupo control

- La extremidad izquierda presentó mejores resultados en el test de retardo de activación muscular para vasto medial (4,881 ms, $p=0.0466$) al compararlo con la pierna derecha. (Tabla 11 y 12; Figura 6).
- El detalle de todas las evaluaciones de comienzo de activación muscular se encuentran en la Tabla 7 a la 12 y en la Figura 6.

5.3.2. Grupo operado

No se encontraron diferencias significativas al comparar el comienzo de activación de los músculos VM, VL, ST y BF entre el grupo control, el grupo operado y el grupo contralateral.

- No existen diferencias en el tiempo de activación muscular al comparar ambas técnicas quirúrgicas (STG y HTPH).
- El detalle de todas las evaluaciones de comienzo de activación muscular se encuentran en la tabla 15 y figura 7 B.

Tabla 7. Comparación entre género, con diferencia de media para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos. Abreviaciones: VM = vasto medial, VL = vasto lateral, ST = semitendinoso, BF = Bíceps femoral, ms= milisegundos, ° = grados. *= diferencia significativa (p< 0,05).

Evaluación	Extremidad	Medición	Diferencia Media (Mujeres – Hombres)	ES	P. Value
<i>Reposicionamiento Articular(°)</i>	Derecha	90 – 60°	2.125	1.953	0,0127 *
		60 -30°	1.186	1.130	0,3358
		30 – 0°	1.730	0.703	0,0017 *
	Izquierda	90 – 60°	0.689	0.476	0,1311
		60 -30°	0.563	0.927	0.8949
		30 – 0°	1.573	0.693	0.0034 *
<i>Steadiness</i>	Derecha	Cuádriceps	-0.029	0.007	0.0002 *
	Izquierda	Cuádriceps	-0.019	0.005	0.0009 *
<i>Retardo activación muscular (ms)</i>	Derecha	VM	4.462	4.074	0.2858
		VL	4.294	3.924	0.2287
		ST	-4.1	4.275	0.6555
		BF	6.045	4.664	0.3012
	Izquierda	VM	-1.235	4.095	0.7421
		VL	-7.518	4.114	0.0357 *
		ST	-4.892	5.071	0.4595
		BF	-3.6	3.752	0.6269

Tabla 8. Valores de media según género, para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos. Abreviaciones: VM = vasto medial, VL = vasto lateral, ST = semitendinoso, BF = Bíceps femoral, ms= milisegundos, ° = grados.

Evaluación	Extremidad	Medición	Media Hombres	DE	Media Mujeres	DE
<i>Reposicionamiento Articular(°)</i>	Derecha	90 – 60°	2.7572	1.9535	4.8827	3.1830
		60 -30°	5.5958	3.8734	6.7824	4.2000
		30 – 0°	2.7942	2.7115	4.5242	2.2580
	Izquierda	90 – 60°	2.8251	1.7366	3.5142	1.6566
		60 -30°	3.9636	2.7938	4.5272	3.8057
		30 – 0°	2.5609	2.5305	4.1340	2.4060
<i>Steadiness</i>	Derecha	Cuádriceps	0.0528	0.0257	0.0232	0.0286
	Izquierda	Cuádriceps	0.0444	0.0155	0.0249	0.0258
<i>Retardo activación muscular (ms)</i>	Derecha	VM	97.57045	12.01031	102.0326	15.07475
		VL	97.42803	13.19153	101.7225	13.12771
		ST	104.7439	16.83905	100.6439	10.89091
		BF	105.0755	8.126859	111.1212	17.81171
	Izquierda	VM	95.61587	12.31931	94.38043	14.6104
		VL	98.94242	13.57723	91.42391	14.00498
		ST	103.8735	18.49828	98.98106	14.95474
		BF	105.85	13.25902	102.25	11.31473

Tabla 9. Comparación según nivel de actividad física, con diferencia de media para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos. Abreviaciones: VM = vasto medial, VL = vasto lateral, ST = semitendinoso, BF = Bíceps femoral, ms= milisegundos, ° = grados. *= diferencia significativa (p< 0,05).

Evaluación	Extremidad	Medición	Diferencia Media (Menor–Mayor)	ES	P. Value
<i>Reposicionamiento Articular (°)</i>	Derecha	90 – 60°	1.523	0.808	0.0328 *
		60 -30°	-0.273	1.209	0.4109
		30 – 0°	0.546	0.785	0.2450
	Izquierda	90 – 60°	0.640	0.507	0.1062
		60 -30°	1.037	0.974	1.0374
		30 – 0°	1.518	0.741	0.0229 *
<i>Steadiness</i>	Derecha	Cuádriceps	0.032	0.012	0.0065 *
	Izquierda	Cuádriceps	0.020	0.009	0.0173 *
<i>Retardo activación muscular (ms)</i>	Derecha	VM	-1.685	4.306	0.3487
		VL	0.520	4.153	0.4504
		ST	-4.792	4.498	0.1464
		BF	6.902	4.726	0.0763
	Izquierda	VM	0.150	4.256	0.4860
		VL	-6.620	4.344	0.0675
		ST	-4.232	5.368	0.2175
		BF	0.365	3.923	0.4631

Tabla 10. Valores de sujetos sanos con nivel de actividad física mayor a 5 y menor o igual a 5 en la escala de tegner para cada extremidad en las diferentes pruebas. Abreviaciones: VM = vasto medial, VL = vasto lateral, ST = semitendinoso, BF = Bíceps femoral, ms= milisegundos, ° = grados.

Evaluación	Extremidad	Medición	Media Tegner mayor a 5	DE	Media Tegner menor o igual a 5	DE
<i>Reposicionamiento Articular(°)</i>	Derecha	90 – 60°	3.2495	2.077132	4.7732	3.716273
		60 -30°	6.2455	4.27259	5.9716	3.626744
		30 – 0°	3.4261	2.943501	3.9729	1.890001
	Izquierda	90 – 60°	2.9357	1.53574	3.5766	2.016909
		60 -30°	3.8830	3.13979	4.9204	3.558353
		30 – 0°	2.7951	2.442786	4.3132	2.598716
<i>Steadiness</i>	Derecha	Cuádriceps	0.03504	0.0224734	0.06771	0.0623265
	Izquierda	Cuádriceps	0.032829	0.0179585	0.0538	0.0445746
<i>Retardo activación muscular (ms)</i>	Derecha	VM	100.4506	12.32727	98.76458	16.2651
		VL	99.43793	12.2011	99.95833	15.23607
		ST	104.3276	15.85372	99.53556	9.877218
		BF	105.8312	9.29332	112.7333	20.07751
	Izquierda	VM	94.91548	12.51032	95.06562	15.32387
		VL	97.45345	14.6484	90.83333	12.54817
		ST	102.8701	17.78495	98.63778	14.90953
		BF	103.8722	13.44284	104.2375	10.46889

Tabla 11. Comparación entre género con diferencia de media, para cada extremidad en las diferentes pruebas de sujetos sanos. Abreviaciones: VM = vasto medial, VL = vasto lateral, ST = semitendinoso, BF = Bíceps femoral, ms= milisegundos, ° = grados. *= diferencia significativa (p< 0,05).

Evaluación	Medición	Diferencia Media (Derecha – Izquierda)	ES	P. Value
<i>Reposicionamiento Articular (°)</i>	90 – 60°	0.608	0.458	0.0941
	60 -30°	1.925	0.728	0.0048 *
	30 – 0°	0.307	0.515	0.2763
<i>Steadiness</i>		0.003	0.005	0.2531
<i>Retardo activación muscular (ms)</i>	VM	4.881	2.875	0.0466 *
	VL	4.523	2.884	0.0602
	ST	1.266	3.313	0.3516
	BF	4.477	2.968	0.0677

Tabla 12. Valores de ambas extremidades en las diferentes pruebas en sujetos sanos. Abreviaciones: VM = vasto medial, VL = vasto lateral, ST = semitendinoso, BF = Bíceps femoral, ms= milisegundos, ° = grados.

Evaluación	Medición	Derecha	DE	Izquierda	DE
Reposicionamiento Articular (°)	90 – 60°	3.757479	2.791629	3.149397	1.71798
	60 -30°	6.154234	4.034149	4.228860	3.286675
	30 – 0°	3.608404	2.632341	3.301202	2.573289
Steadiness		0.0388843	0.0307566	0.0352961	0.0230013
Retardo activación muscular (ms)	VM	99.85111	13.69517	94.97008	13.42357
	VL	99.62296	13.18843	95.09963	14.15969
	ST	102.69390	14.1671	101.42730	16.80652
	BF	108.48590	14.57255	104.00810	12.28992

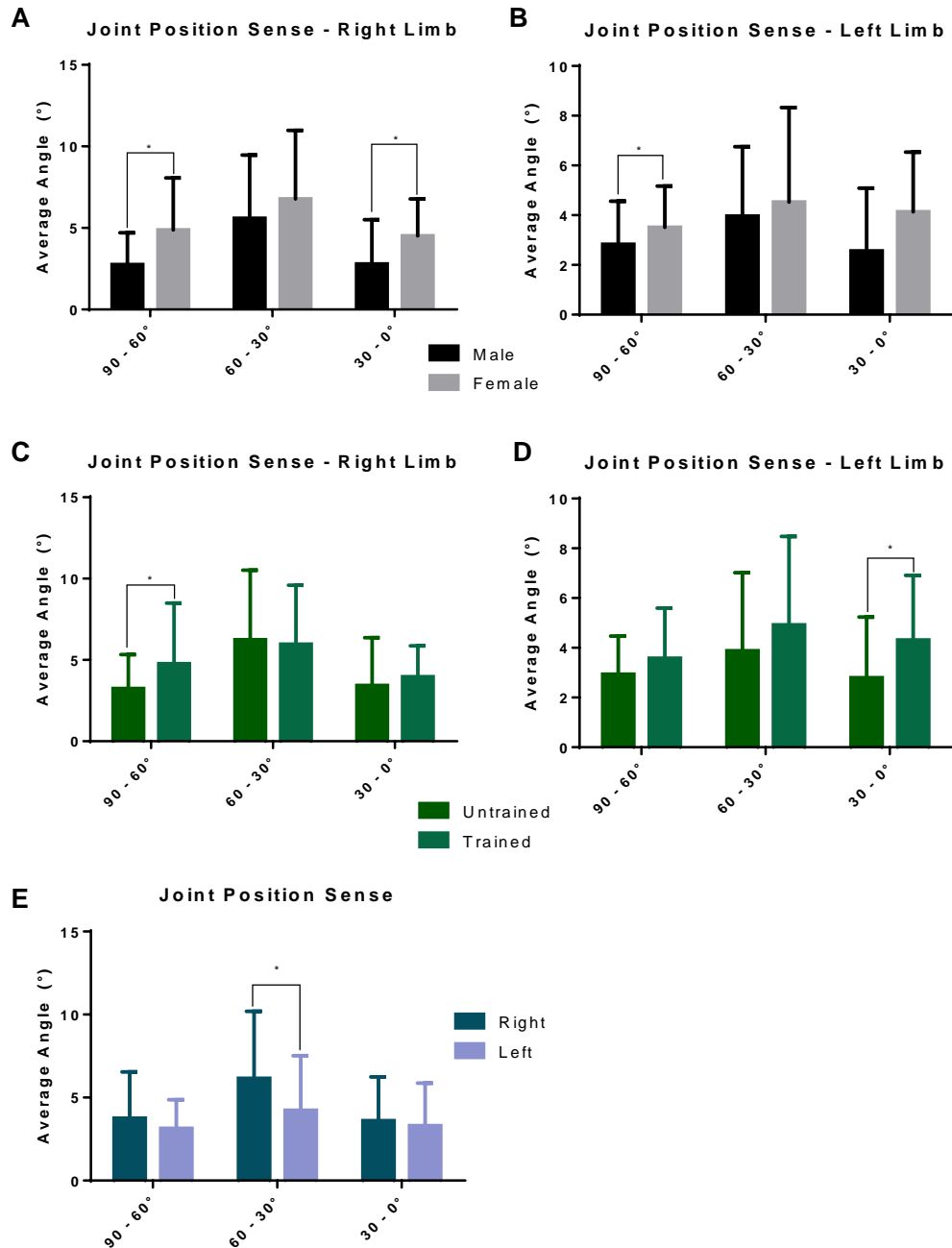


Figura 4. Resultados para la sensación de posición articular en sujetos sanos, comparando hombres con mujeres, menor con mayor nivel de actividad física y extremidad derecha con izquierda. Todos los datos muestran la media y desviación estándar. (A) Muestra la comparación de la extremidad derecha entre hombres y mujeres. (B) Muestra la comparación de la extremidad izquierda entre hombres y mujeres. (C) Muestra la comparación de la extremidad derecha entre sujetos con menor y mayor nivel de actividad física. (D) Muestra la comparación de la extremidad izquierda entre sujetos con menor y mayor nivel de actividad física. (E) Muestra la comparación entre la extremidad izquierda y derecha. Se señalan las diferencias significativas entre variables (* = $p < 0.05$)

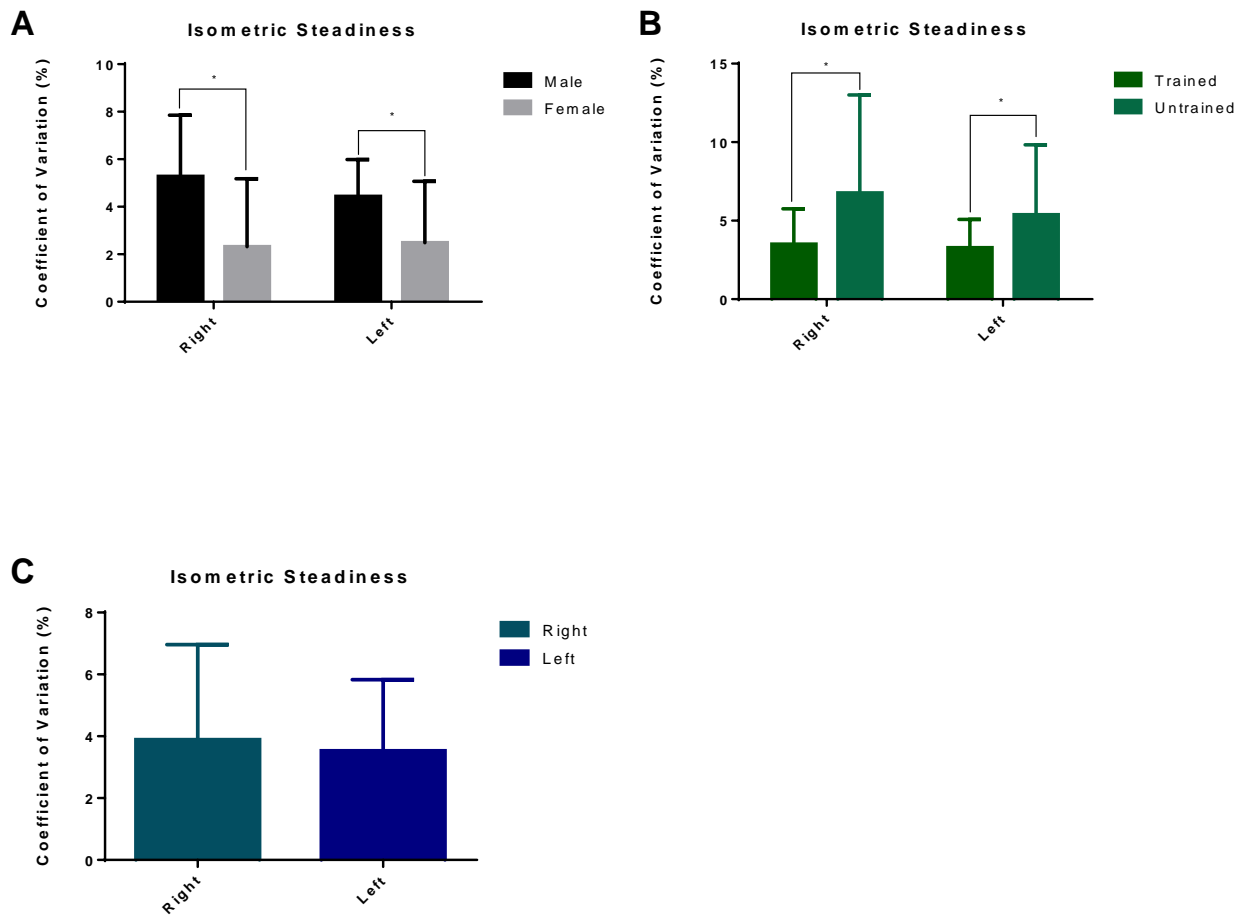


Figura 5. Resultados para la sensación de posición tensión muscular de cuádriceps en sujetos sanos, comparando hombres con mujeres, menor con mayor nivel de actividad física y extremidad derecha con izquierda. Todos los datos muestran la media y desviación estándar. (A) Muestra el coeficiente de variación comparando entre hombres y mujeres para la extremidad derecha e izquierda. (B) Muestra el coeficiente de variación comparando entre sujetos con menor y mayor nivel de actividad física para la extremidad derecha e izquierda. (C) Muestra el coeficiente de variación al comparar entre la extremidad derecha e izquierda. Se señalan las diferencias significativas entre variables (* = $p < 0.05$)

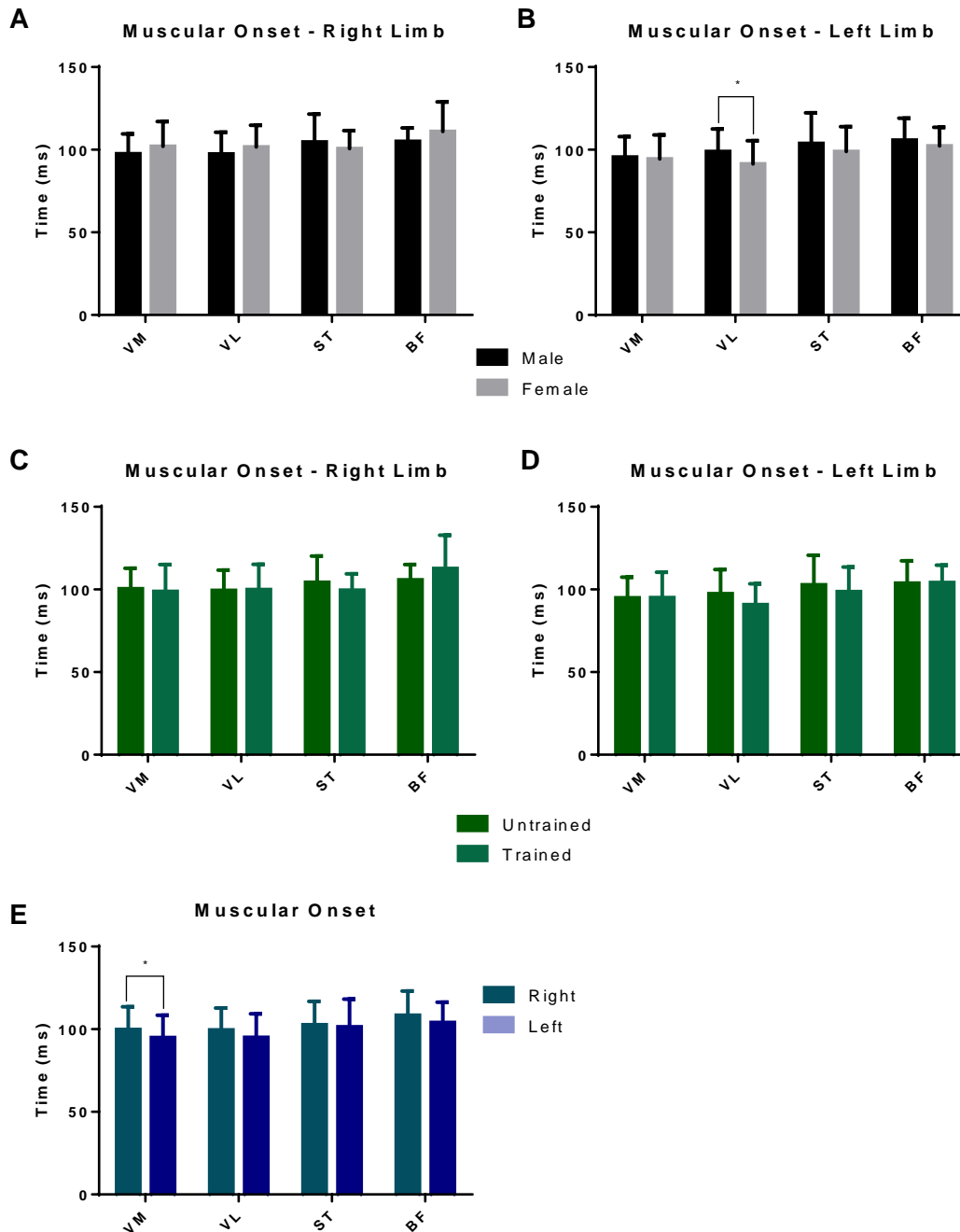


Figura 6. Resultados para el comienzo de activación muscular en sujetos sanos, comparando hombres con mujeres, menor con mayor nivel de actividad física y extremidad derecha con izquierda. Todos los datos muestran la media y desviación estándar. (A) Muestra la comparación de la extremidad derecha entre hombres y mujeres. (B) Muestra la comparación de la extremidad izquierda entre hombres y mujeres. (C) Muestra la comparación de la extremidad derecha entre sujetos con menor y mayor nivel de actividad física. (D) Muestra la comparación de la extremidad izquierda entre sujetos con menor y mayor nivel de actividad física. (E) Muestra la comparación entre la extremidad izquierda y derecha. Se señalan las diferencias significativas entre variables (* = $p < 0.05$). VM=Vastus Medialis; VL=Vastus Lateralis; ST=Semitendinosus; BF=Biceps Femoris.

Tabla 13. Resultados de media y desviación estándar en la evaluación de sensación de posición articular de rodilla en el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.

	90°-60°	60°-30°	30°-0°
Control	2.96 ± 1.72	3.17 ± 1.76	2.73 ± 1.70
Operado STG	5.12 ± 2.95	5.02 ± 2.68	3.53 ± 2.20
Contralateral STG	4.83 ± 4.14	4.41 ± 2.86	4.93 ± 3.72
Operado HTPH	3.78 ± 2.37	3.91 ± 3.83	3.88 ± 2.75
Contralateral HTPH	5.05 ± 3.83	6.03 ± 3.46	3.92 ± 2.93

Tabla 14. Resultados de media y desviación estándar en la evaluación de sensación de tensión muscular de cuádriceps en el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.

	Steadiness
Control	0.038 ± 0.024
Operado STG	0.026 ± 0.012
Contralateral STG	0.039 ± 0.062
Operado HTPH	0.032 ± 0.013
Contralateral HTPH	0.034 ± 0.019

Tabla 15. Resultados de media y desviación estándar en la evaluación de comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial en el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH.

	Vasto medial	Vasto lateral	Semitendinoso	Biceps femoral
Control	95.08 ± 12.53	95.99 ± 14.22	103.23 ± 16.02	104.75 ± 12.80
Operado STG	92.67 ± 16.18	90.73 ± 15.39	93.71 ± 12.99	96.92 ± 11.43
Contralateral STG	93.03 ± 12.92	91.65 ± 13.21	90.75 ± 12.68	94.64 ± 13.91
Operado HTPH	91.74 ± 11.72	92.35 ± 12.31	92.49 ± 13.40	98.92 ± 12.46
Contralateral HTPH	92.02 ± 13.30	90.95 ± 12.16	90.94 ± 16.50	97.79 ± 15.25

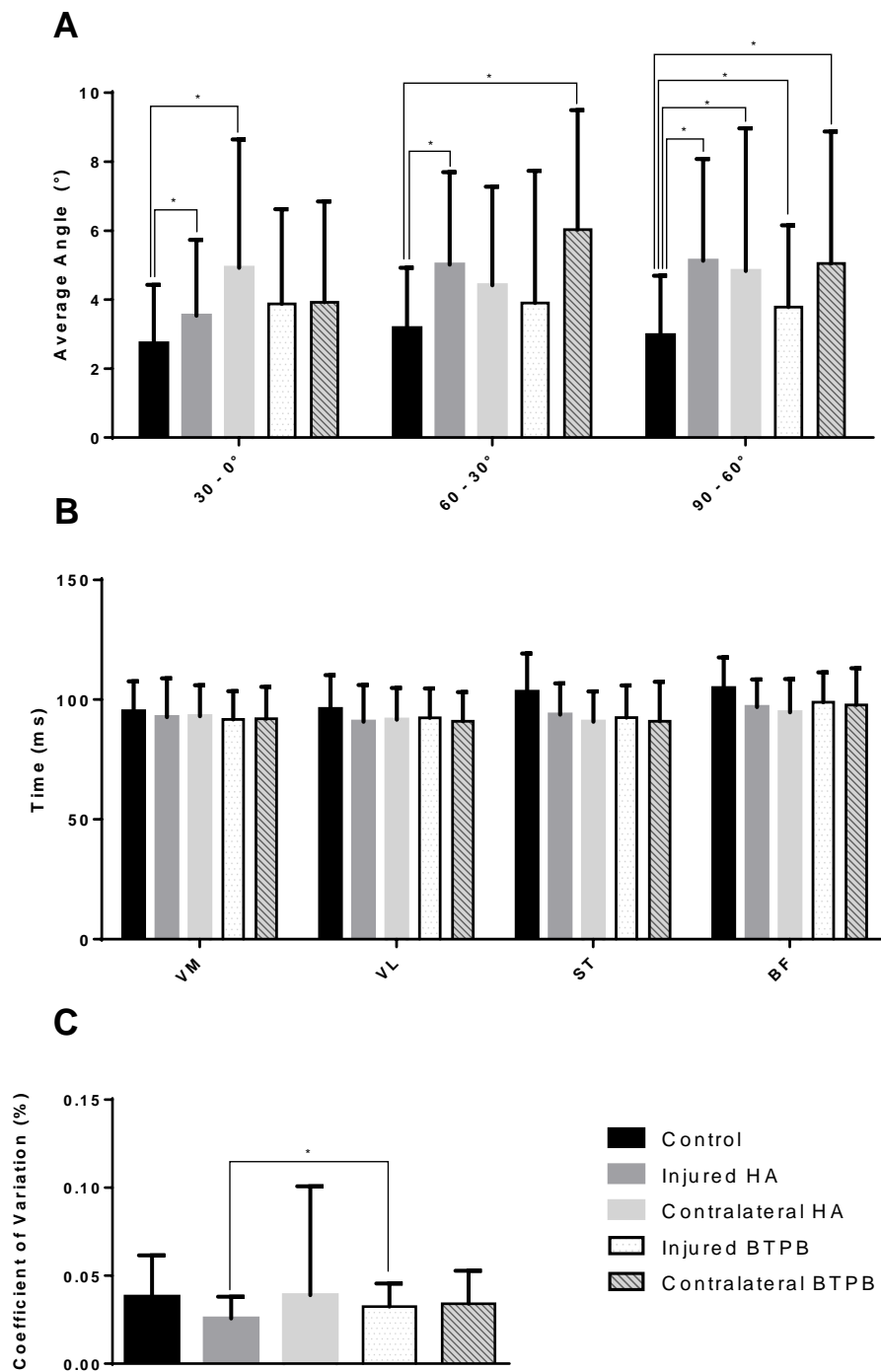


Figura 7. Muestra los resultados de media y desviación estándar de la evaluación de (A) sensación de posición articular de rodilla, (B) comienzo de activación muscular (C) sensación de tensión muscular para el grupo control, operado STG, contralateral STG, operado HTPH y contralateral HTPH. Se señalan las diferencias significativas entre variables (* = $p < 0.05$). VM=Vastus Medialis; VL=Vastus Lateralis; ST=Semitendinosus; BF=Biceps Femoris.

DISCUSIÓN

6. Discusión

El objetivo de este estudio fue determinar el control sensoriomotor de rodilla en un grupo de sujetos sanos y en pacientes operados entre seis y doce meses de reconstrucción LCA con la técnica STG y HTPH, mediante la evaluación de la propiocepción con el test de sensación de posición articular, la sensación de tensión muscular con el steadiness y el comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial posterior a una perturbación.

En el grupo de sujetos sanos se encontraron algunas diferencias de control sensoriomotor dependiendo del nivel de actividad física, sexo y al comparar ambas extremidades inferiores. Mientras que en el grupo de sujetos operados nuestros resultados señalan que después de seis a doce meses de una reconstrucción de LCA, persisten alteraciones a nivel del control sensoriomotor de rodilla. Por lo tanto, se recomienda considerar este factor antes de dar el alta deportiva a los pacientes.

6.1. Sensación de posición articular de rodilla

6.1.1. Grupo control

Variados estudios han demostrado diferencias significativas entre hombres y mujeres al comparar distintos factores del SSM que están presentes en el desarrollo de una lesión^{115,134,140,161,201}. En la gran mayoría de estos estudios las mujeres presentan un mayor riesgo de lesión, lo que coincide con los datos obtenidos en nuestro estudio en que se demuestran peores valores en el reposicionamiento articular en la población femenina en los rangos más extremos de la medición (90°-60° y 30°-0°). Una posible explicación para esto es que las mujeres presentan una mayor laxitud articular, por lo que los receptores capsuloligamentosos necesitarían un estímulo mayor para lograr una respuesta igual a la de los hombres². Además, los hombres presentan una mayor proporción de masa muscular, lo que podría proveerlos de mayor cantidad de receptores propioceptivos musculotendíneos (órgano tendinoso de Golgi y huso neuromuscular).

Los sujetos con menor nivel de actividad física, también presentaron peores valores en el reposicionamiento articular de rodilla. Esto implica que desde este punto de vista las mujeres y los sujetos con menor nivel de actividad física podrían tener un mayor riesgo de

sufrir una lesión en el sistema musculoesquelético si realizan actividades deportivas que involucren altas demandas de estos sistemas.

Algunos estudios coinciden con nuestros datos y confirman que el nivel de actividad física también es un factor que puede influir en el rendimiento de la evaluación propioceptiva, observando en algunas publicaciones registros significativamente mejores en un grupo de futbolistas profesionales al compararlo con un grupo control^{115,152}. Mismos resultados han sido observados al comparar tenistas amateur con tenistas de elite¹⁵³. A pesar de que las personas que realizan una mayor cantidad de deporte generan mejores valores en las evaluaciones propioceptivas y que el estímulo del ejercicio físico puede provocar mejoras propioceptivas agudas^{154,156}, se ha visto que al superar ciertos niveles de ejercicios que produzcan fatiga muscular se pueden producir mayores errores en el reposicionamiento articular y una disminución de la fuerza muscular¹⁵⁵. Estos cambios pueden durar hasta 2 horas, produciendo cambios funcionales producto de la fatiga metabólica junto con daño en los propioceptores producto del daño muscular (DOMS), provocando no sólo pérdidas de la fuerza máxima 24 horas post-ejercicio, sino que también alteraciones propioceptivas durante el mismo período de tiempo que pueden aumentar el riesgo de sufrir una lesión^{156, 202}.

En este estudio no se encontraron diferencias significativas al comparar los resultados del reposicionamiento articular entre extremidad dominante y no dominante. Esto difiere de lo que se pensaba encontrar asumiendo que el lado más fuerte, rápido y hábil debiera tener mejor propiocepción. Sin embargo, al comparar la extremidad izquierda con la derecha (sin considerar dominancia) encontramos que existen mejores valores en el test de reposicionamiento articular en la extremidad izquierda. Esto coincide con los resultados publicados por Daniel J. Goble¹⁴⁸ y profundizados por otras investigaciones que señalan una estrecha relación entre el lado izquierdo del cuerpo y el hemisferio derecho del cerebro. Esto tomaría importancia al relacionarlo con el trabajo realizado por Natio y cols.^{149,150} que utilizaron un mapa regional con neuroimágenes de la respuesta del cerebro mientras aplicaban vibraciones en los tendones, y observaron que las señales propioceptivas de los receptores propioceptivos generaban mayor información hacia el hemisferio derecho del cerebro, por lo tanto, el hemicuerpo izquierdo debería tener mejores valores propioceptivos. Incluso en algunas investigaciones se ha observado un mayor déficit

propioceptivo en paciente que presentan daños en el hemisferio cerebral derecho, al compararlo con pacientes con daños en el hemisferio izquierdo y con un grupo control¹⁵¹.

6.1.2. Grupo operado

Nuestros resultados muestran que el grupo operado obtuvo valores significativamente más elevados que el grupo control en la evaluación de sensación de posición articular, tanto en la extremidad operada como en la no operada. Estas diferencias también han sido documentadas en otros trabajos que han evaluado sujetos con reconstrucción y/o déficit de LCA^{13,15,207}. Sin embargo, la mayoría de las publicaciones han evaluado el desempeño de la sensación de posición articular pasiva^{13,15,207,208}, en donde la contribución de las aferencias involucradas es distinta a la sensación de posición articular activa. La evaluación activa ha mostrado una mayor contribución de aferencias provenientes del huso neuromuscular en vez de los mecanorreceptores articulares a diferencia de la evaluación pasiva, donde las aferencias articulares muestran una mayor contribución que las del huso neuromuscular. Sin embargo, en ambas evaluaciones siempre participan ambos tipos de aferencias^{154,209}. La función del huso neuromuscular es muy importante, ya que se ha visto que roturas totales de LCA afectan el circuito espinal conocido como “Gamma (γ) Loop”. Este circuito está formado por γ -motoneuronas que inervan el huso neuromuscular, que a su vez, transmite impulsos excitatorios hacia la α -motoneurona vía aferencias la propias del huso neuromuscular^{209,210,211,212,213}. La función normal de este circuito es necesaria para una óptima función neuromuscular^{214,215}. La disfunción del Gamma Loop consiste en la pérdida de aferencias sensitivas por parte de los mecanorreceptores del LCA, alterando la función del huso neuromuscular y sus respectivas aferencias hacia la α -motoneurona^{211,212,213}. Este fenómeno afecta principalmente la generación de fuerza muscular del cuádriceps^{213,214,215}, sin embargo, es posible inferir que la disfunción del gamma loop podría tener consecuencias sobre el reposicionamiento articular activo, debido a las aferencias involucradas, lo que explicaría porque los sujetos operados presentan valores más elevados en el test de sensación de posición articular activo. También se ha visto que la disfunción del gamma loop puede afectar la extremidad contralateral no lesionada, lo que se condice con los resultados de este estudio donde se muestran valores de sensación de posición articular elevados de la extremidad no operada

en comparación al grupo control.

Existen publicaciones que respaldan estos resultados confirmando alteraciones propioceptivas no sólo en la rodilla con déficits de LCA, sino que también en la sana contralateral al medirla con el test de reposicionamiento articular¹⁵. Esto también podría ser por factores que afecten en el control supraespinal de arcos reflejos en lesiones de LCA, alterando conexiones cruzadas del lado opuesto en la corteza cerebral. Roberts y cols¹⁵⁹, sugirieron que la alteración de información aferente desde los receptores periarticulares en la extremidad lesionada puede afectar el funcionamiento del huso neuromuscular en la extremidad contralateral, por lo tanto, también se alteraría la propiocepción y estabilidad de la extremidad contralateral. El SNC tiene la capacidad de adaptarse según los estímulos que recibe, por lo que cambios aferentes desde estructuras periféricas producto de una lesión de LCA pueden producir una reorganización del SNC, como lo confirmó el estudio de Eleni Kapreli⁷⁷.

Para evitar grandes cambios neuroplásticos del SNC y alteraciones propioceptivas contralaterales se recomienda siempre trabajar la propiocepción y el balance en la rodilla sana de los pacientes que hayan sufrido una lesión en el LCA, no sólo para mejorar la condición de la pierna no lesionada sino que a través de puentes cruzados se podría mejorar la propiocepción de la pierna lesionada también.

Distintos autores señalan que la fase 4 y final del proceso de neoligamentización puede comenzar desde el 4 al 12 mes continuando con un proceso de maduración del injerto que puede durar más de 24 meses²⁷. En esta etapa existen cambios estructurales en el ligamento observando una apariencia similar a la del tejido original entre el 6° y 12° mes posterior a la cirugía²¹⁶. Sin embargo, aún no hay claridad absoluta del período en que el injerto recupera todas las propiedades estructurales y la condición propioceptiva previa a la lesión.

Los valores promedios de reposicionamiento articular del grupo control en este estudio fueron de 2,73° a 3,17°, mientras que en los sujetos operados estos valores fluctuaron de 3,53° a 6,01° dependiendo principalmente del ángulo de medición y la técnica quirúrgica.

6.2. Sensación de Tensión muscular. Steadiness.

6.2.1. Grupo control

Los resultados de este estudio también señalan mejores valores de steadiness en el grupo de mujeres al compararlo con los hombres, al igual que el estudio de Brown y cols²⁰³.

Probablemente esto se deba a que las mujeres basan sus trabajos, actividades de la vida diaria y entrenamientos deportivos en cargas submáximas, a diferencias de los hombres que por razones estéticas y/o funcionales entrenan mayormente las propiedades de fuerza máxima y ocupan puestos de trabajos que necesitan esta característica. Sin embargo, no encontramos estudios que fundamenten estos resultados.

Al momento de comparar según nivel de actividad física, los resultados muestran que los sujetos con mayor nivel de actividad física presentan mejor steadiness isométrico que los sujetos sedentarios. Diferentes estudios han mostrado que el entrenamiento de fuerza mejora el steadiness isométrico debido a mejoras en el control sensoriomotor, lo que explicaría el mejor resultado para los sujetos entrenados^{204,205}.

Existen estudios que han encontrado mejores valores de steadiness en la extremidad superior que en la extremidad inferior, lo que puede respaldar la teoría de que existan mejores valores de steadiness dependiendo de las actividades que realice la extremidad o el sujeto²⁰⁶.

Considerando lo anterior, se piensa que esta evaluación es muy importante para analizar la función muscular y se podría relacionar con un mayor riesgo de sufrir alguna lesión, ya que se ha visto en variadas publicaciones que pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior¹⁷ y personas con dolor patelofemoral¹⁶² también presentan peores valores de steadiness. Por lo tanto, el trabajo muscular en el ámbito de prevención y tratamiento no se debe enfocar sólo en aumentar la fuerza máxima, resistencia, potencia y tiempo de activación muscular, sino que también en el control muscular submáximo junto con todas las propiedades del músculo de las que depende la estabilidad articular.

6.2.2. Grupo operados

Los resultados de este estudio muestran que los pacientes operados de LCA con injerto de STG obtuvieron mejores valores de steadiness de cuádriceps que los operados con injerto HTPH. No existen estudios que hayan realizado esta comparación, pero la causa de esta alteración puede ser porque en el grupo de pacientes operados con HTPH no sólo existe un daño en el LCA sino también en el tendón patelar, estructura que es fundamental para transmitir la tensión del cuádriceps durante su contracción.

Como resultado del desuso, se han reportado cambios en la síntesis y grosor de las fibras de colágeno del tendón, junto con cambios a nivel de la fibra muscular^{180,181,217}. Estos cambios en la rigidez del componente elástico en serie producidos en el período pre y post quirúrgico pueden provocar una disminución de la eficiencia de propagación de la tensión contractil sobre el hueso^{180,181,217}. Esto asociado al trauma generado sobre el OTG del tendón patelar, producto de la técnica HTPH, puede ser la causa de una menor percepción de la sensación de tensión muscular en este grupo de pacientes; sin embargo, no hay que descartar la posibilidad de alteraciones de procesamiento del sistema nervioso central, debido a una disminución de información aferente del LCA y tendón patelar.

También se ha visto, que con posterioridad a episodios de dolor de rodilla se puede producir una disminución del steadiness²¹⁸, lo que podría generar que en los pacientes operados de LCA con HTPH se vea afectada la sensación de tensión muscular de cuádriceps por episodios de dolor post-operatorio junto con los cambios sensoriales y mecánicos que puede sufrir el tendón patelar después de obtener el injerto.

El desuso que sufre la extremidad durante el período pre y post-operatorio, también podría posiblemente provocar alteraciones en el steadiness, similares a las que ocurren al envejecer, es decir cambios en el número de unidades motoras, en la sincronización de unidades motoras, peripheral feedback loops, etc...

6.3. Comienzo de activación muscular

6.3.1. Grupo control

No encontramos diferencias significativas en la gran mayoría de las comparaciones realizadas. Sin embargo, otros estudios han encontrado que las personas sanas que tienen una mayor laxitud anterior de rodilla, presentan un retraso en el tiempo de activación muscular del bíceps femoral¹⁸³. En caso de existir retardos en la activación, se puede comprometer la estabilidad articular, siendo similar a lo que ocurre al lesionarse un ligamento y dañarse los receptores que envían la señal aferente, pudiendo verse comprometida la señal que inicia este reflejo^{178,179}.

6.3.2. Grupo operado

Estudios han reportado que el comienzo de la activación muscular se puede ver retrasada en pacientes con inestabilidad articular. También se ha visto un retardo en el comienzo de activación muscular de cuádriceps, isquiotibial, gastrocnemio y glúteo, en respuesta a una perturbación, en estudios de pacientes con reconstrucción de LCA^{219,220,221,222}. Sin embargo, los resultados de nuestra investigación señalan que después de seis a doce meses post-operados, los pacientes recuperan estas propiedades, con independencia del tipo de cirugía, al igual que otro estudio que ha demostrado un reestablecimiento del reflejo ligamento muscular en pacientes con reconstrucción de LCA¹⁷⁸.

Se ha demostrado que una privación sensorial por desuso articular, puede producir reorganización del sistema nervioso central⁹⁴, sin embargo, una mayor estimulación de este sistema también puede generar neuroplasticidad cerebral^{223,224,225} produciendo aprendizaje motor⁷⁴. En esta área de estudio existe evidencia que centros supraespinales pueden contribuir al desarrollo de este reflejo, lo que permitiría mantener la estabilidad articular al compensar los posibles déficits de información aferente (proveniente del ligamento) y así poder gatillar estos reflejos de manera normal²²⁶.

La bibliografía revisada en este tema muestra gran diversidad de resultados, siendo un tema en el que aún no existe consenso en los plazos en que ocurre esta readaptación.

Una alteración de los valores normales de reposicionamiento articular, steadiness y retardo de activación pueden determinar un mayor riesgo de lesión en un deportista sano^{178,179}. Por esta razón se recomienda incluir estas evaluaciones dentro de las evaluaciones precompetitivas que se le realizan a los deportistas. Afortunadamente se ha observado que con un entrenamiento específico se pueden corregir las alteraciones en cualquiera de estas condiciones. Posiblemente el grupo de los sujetos entrenados ha recibido una mayor estimulación de estos receptores en distintas actividades físicas, generando mayores cambios a nivel neuromuscular. Se ha observado que una mayor estimulación del SNC por señales aferentes, puede generar neuroplasticidad cerebral, produciendo un aprendizaje motor⁷⁴, y una privación sensorial por inmovilización articular también podría producir reorganización cerebral⁹⁴. Por lo tanto, se sugiere realizar entrenamientos preventivos específicos enfocados en una gran estimulación neuromuscular que permita generar adaptaciones de estos receptores y del SNC en la población que obtuvo peores valores en los test realizados, ya que a pesar de que una lesión de LCA puede generar alteraciones de la cinemática de la rodilla durante movimientos²²⁷, pérdida de fuerza muscular²²⁸ y disminución de la información sensoriomotora²²⁵, se ha demostrado, que incorporar a la rutina de entrenamiento ejercicios de coordinación, balance y propioceptivos, puede producir mejoras propioceptivas en un grupo de sujetos deportistas sanos, generando un gran efecto neuromuscular y un gran impacto en reducir el índice de lesiones²²⁹.

CONCLUSIONES

7. Conclusiones

Expuestos los resultados y discutidos los mismos, hemos llegado a las siguientes conclusiones:

1. Para lograr una adecuada estabilidad articular es indispensable contar con un correcto control sensoriomotor. Las personas sanas presentan indemnidad de todos los niveles estructurales que transmiten y procesan esta información, sin embargo, existen ciertos factores intrínsecos y extrínsecos que pueden inclinar la balanza para tener mejores o peores valores de control sensoriomotor, lo que implica un menor o mayor riesgo de sufrir una lesión.
2. Considerando el punto anterior, en nuestro estudio se encontró mejores valores en el test de reposicionamiento articular en los hombres, en la población deportista y en la extremidad inferior izquierda. Mientras que para el steadiness se encontró mejores valores en el grupo de mujeres y en los sujetos deportistas. Por lo tanto, se recomienda realizar planes de trabajos preventivos en la población femenina y en el grupo de sujetos sedentarios antes de comenzar con deportes o ejercicios que impliquen altas demandas del sistema sensoriomotor.
3. Posiblemente, una de las razones por las que las mujeres sedentarias presentan un mayor riesgo de sufrir lesiones de ligamento cruzado anterior y otras patologías en las extremidades inferiores, pueda deberse a un rendimiento más bajo en el test de evaluación propioceptiva.
4. En las personas que han sido operadas de una reconstrucción de LCA, es indispensable contar con un adecuado control sensoriomotor de rodilla para prevenir un nuevo episodio de lesión. Para cumplir con esto, es importante realizar un correcto proceso de rehabilitación post-quirúrgica, respetar los plazos fisiológicos de maduración del injerto, optimizar el trabajo del resto de las vías somatosensoriales indemnes y considerar el tipo de cirugía.

5. Dentro de los seis a doce meses del post-operatorio de LCA, aún pueden existir alteraciones a nivel del control sensoriomotor. Siendo más específicos, encontramos alteraciones en sensación de posición articular en la extremidad operada y en la contralateral, junto con un peor steadiness de cuádriceps en los pacientes operados con la técnica HTPH. Por lo tanto, sugerimos enfatizar el trabajo de sensación de posición articular en todos los pacientes operados de LCA, y de steadiness de cuádriceps en los pacientes operados con HTPH durante el proceso de rehabilitación.
6. No existe alteración en el comienzo de activación muscular de cuádriceps e isquiotibial posterior a una perturbación.
7. A pesar de que existan otras formas de evaluar el SSM, creemos que unir estas tres evaluaciones permite tener una visión general del SSM con una mayor claridad de las zonas afectadas en caso de existir valores alterados. Valores normales en estas evaluaciones no aseguran que el paciente no tenga riesgo de lesionarse y se recomienda asociarla a otras evaluaciones funcionales.



FIRMA

CONFLICTO DE INTERESES

8. Conflictos de interés

Los autores de este estudio se adjudicaron un Fondo Concursable de la Clínica MEDS, que fue utilizado para financiar el arriendo de los equipos de evaluación. Además, Clínica MEDS provee un salario al autor de la Tesis, Cristóbal San Martín, por la atención de pacientes en ese mismo centro asistencial. Sin embargo, la Clínica MEDS no tuvo ningún rol adicional dentro del diseño del estudio, recolección de datos, análisis de datos, opinión en la discusión y conclusiones del estudio, ni en la preparación del manuscrito.

Con la investigación realizada no existen patentes, productos en desarrollo, ni productos comercializados para declarar.

BIBLIOGRAFIA

9. Bibliografía

- 1 Lephart SM, Riemann B, Fu F. Introduction to the sensorimotor system. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability. Human Kinetics; 2000:37-51.
- 2 Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athlet Train. 2002; 37(1):71-9.
- 3 Myers JB, Lephart SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. J Athlet Train. 2000; 35(3):351-63.
- 4 Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM. Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. Manual Ther. 2006; 11(3):197-201.
- 5 Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. J Athlet Train. 2002; 37(1):80-4.
- 6 Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train. 2002; 37(1):85-98.
- 7 Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: a critical review of methods. J Sport Health Sci. 2016; 5(1):80-90.
- 8 Beck TW, DeFreitas JM, Stock MS, Dillon MA. Effects of resistance training on force steadiness and common drive. Muscle Nerve. 2011; 43(2):245-50.
- 9 Tracy BL, Enoka RM. Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. J Appl Physiol. 2002; 92(3):1004-12.
- 10 Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM, Dodd C. Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery? Bone Joint J. 1993; 75(2):311-5.
- 11 Hopkins JT, McLoda T, McCaw S. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. Eur J Appl Physiol. 2007; 99(4):371-8.
- 12 Cossich V, Mallrich F, Titonelli V, Sousa E, Velasques B, Salles J. Proprioceptive deficit in individuals with unilateral tearing of the anterior cruciate ligament after active evaluation of the sense of joint position. Rev Bras Ortop. 2014; 49(6):607-12.
- 13 Angoules A, Mavrogenis A, Dimitriou R, Karzis K, Drakoulakis E, Michos J, Papagelopoulos P. Knee proprioception following ACL reconstruction; a

- prospective trial comparing hamstrings with bone–patellar tendon–bone autograft. *Knee*. 2011; 18:76-82.
- 14** Relph N, Herrington L, Tyson S. Systematic review The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis. *Physiotherapy*. 2014; 100:187-95.
 - 15** Arockiaraj J, Korula RJ, Oommen AT, Devasahayam S, Wankhar S, Velkumar S. Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *Bone Joint J*. 2013; 95:188-91.
 - 16** Relph N, Herrington L. Knee joint position sense ability in elite athletes who have returned to international level play following ACL reconstruction: A cross-sectional study. *Knee*. 2016; 23:1029-34
 - 17** Telianidis S, Perraton L, Clark R, Pua YH, Fortin K, Bryant A. Diminished sub-maximal quadriceps force control in anterior cruciate ligament reconstructed patients is related to quadriceps and hamstring muscle dyskinesia. *J Electromyogr Kines*. 2014; 24:513-9.
 - 18** Bryant AL, Pua YH, Clark RA. Morphology of knee extension torque–time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2009; 91:1424-31.
 - 19** Bryant AL, Clark RA, Pua YH. Morphology of hamstring torque–time curves following ACL injury and reconstruction: mechanisms and implications. *J Orthop Res*. 2011; 29:907-14.
 - 20** Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36:1089-97.
 - 21** Ageberg E. Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation using the anterior cruciate ligament- injured knee as model. *J Electromyogr Kines*. 2002; 12:205-12.
 - 22** Dingenen B, Janssens L, Luyckx T, Claes S, Bellemans J, Staes F. Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament injured subjects . *Hum Movement Sci*. 2015; 44:234-45.
 - 23** Sefton J, Hicks-Little C, Hubbard T, Clemens M, Yengo C, Kocaja D, Cordova M.

- Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 2009; 24: 451-8.
- 24** Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, Lephart SM, Engebretsen L, Ageberg E, et al. Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant? *Br J Sports Med.* 2012; 46(3):180-92.
 - 25** Young SW, Valladares RD, Loi F, Dragoo JL. Mechanoreceptor Reinnervation of Autografts Versus Allografts After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med.* 2016; 4:2325967116668782.
 - 26** John J. Callaghan, Aaron G. Rosenberg, Harry E. Rubash, Peter T. Simonian, Thomas L. Wickiewicz. *The adult Knee, Vol. 1.* Philadelphia. Lippincott Williams and Wilkins. 2003.
 - 27** Claes S, Verdonk P, Forsyth R, Bellemans J. The ‘‘Ligamentization’’ Process in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. What Happens to the Human Graft?. A Systematic Review of the Literature. *Am J Sports Med.* 2011; 39(11):2476-83.
 - 28** Amis AA, Dawkins GP (1991) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991; 73(2):260-7.
 - 29** Rachmat H, Janssen D, Verkerke GJ, Diercks RL, Verdonchot N. In-situ mechanical behavior and slackness of the anterior cruciate ligament at multiple knee flexion angles. *Med Eng Phys.* 2016; 38:209-15.
 - 30** Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res.* 2004; 22(1):85-9.
 - 31** Ristanis S, Giakas G, Papageorgiou CD, Moraiti T, Stergiou N, Georgoulis AD. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11(6):360-5.
 - 32** Woo SL, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon. A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84(6):907-14.
 - 33** Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M. A biomechanical analysis of matched bone–

- patellar tendon–bone and double looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med.* 1999; 27:202-7.
- 34** Thore Zantop Wolf Petersen J. Sekiya Volker Musahl Freddie H. Fu. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14:982-92.
 - 35** Janssen, R, Scheffler S. Intra-articular remodelling of hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013; 22(9):2102-08.
 - 36** Goradia VK, Rochat MC, Grana WA. Tendon-to-bone healing of a semitendinosus tendon autograft used for ACL reconstruction in a sheep model. *Am J Knee Surg.* 2000; 13:143-51.
 - 37** Wilk K, Andrews J. Current Concepts in the Treatment of Anterior Cruciate Ligament Disruption. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992; 15(6):279-93.
 - 38** Clancy WC, Narenchania RG, Rosenberg TD, Cmeiner IC. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone joint Surg.* 1981; 63:1270- 84.
 - 39** Noyes FR, Mangine RE, Barber S. Early knee motion after open and arthroscopic ACL reconstruction. *Am J Sports Med.* 1981; 15:149-60.
 - 40** Scheffler SU, Unterhauser FN, Weiler A. Graft remodeling and ligamentization after cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008; 16:834-42.
 - 41** Fitzgerald GK. Open versus closed kinetic chain exercise: Issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery. *Phys Ther.* 1997; 77:1747-54.
 - 42** Raif el M, Seedhom BB. Effect of cyclic tensile strain on proliferation of synovial cells seeded onto synthetic ligament scaffolds—an in vitro simulation. *Bone.* 2005; 36:433-43.
 - 43** Shingleton WD, Hodges DJ, Brick P, Cawston TE. Collagenase: a key enzyme in collagen turnover. *Biochem Cell Biol.* 1996; 74:759-75.
 - 44** Mostafa R. Effect of cyclic tensile load on the regulation of the expression of matrix metalloproteases (MMPs -1, -3) and structural components in synovial cells. *J Cell Mol Med.* 2008; 12(6): 2439-48.

- 45 Amiel D, Kleiner JB. The phenomenon of “ligamentation”: anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon. *J Orthop Res.* 1986; 4:162-72.
- 46 Sánchez M, Anitua E, Azofra J, Prado R, Muruzabal F, Andia I. Ligamentization of tendon grafts treated with an endogenous preparation rich in growth factors: gross morphology and histology. *Arthroscopy.* 2010; 26(4):470-80.
- 47 Solomonow M. Sensory – Motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kines.* 2006; 16: 549-67.
- 48 Eversull E, Solomonow M, Zhou BH, Baratta BV, Zhu M. Neuromuscular neutral zones sensitivity to lumbar displacement rate. *Clin Biomech.* 2001; 16:102-13.
- 49 Solomonow M. Ligaments: a source of work-related musculoskeletal disorder. *J Electromyogr Kines.* 2004; 14:49–60.
- 50 Crisco, J.J, Chelikani, S. Brown, RK, Wolfe, SW. The effects of exercise on ligamentous stiffness in the wrist. *J Hand Surg.* 1997; 22:44-8.
- 51 De Loes M, Dahlstedt L.J, Thomee R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scand J Med Sci Sports* 2000; 10:90-7.
- 52 Kivimaki, J., Hanninen, K., Kujala, U.M., Osterman, K., Riihimaki, H., 1994. Knee laxity in carpet and floor layers and painters. *Ann Chir Gynaecol.* 1994; 83:229-33.
- 53 Behrens M, Moeller A, Wassermann F, Bruhn S. Effect of Fatigue on Hamstring Reflex Responses and Posterior-Anterior Tibial Translation in Men and Women. *Journal Pone.* 2013; 8(2):1-8.
- 54 Moore B, Drouin J, Gansneder B, Schultz S. The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and female. *J Electromyogr Kines.* 2002; 12:351-60.
- 55 Chu D, LeBLanc R, Ambrosia P, Ambrosia R, Baratta R, Solomonow M. Neuromuscular disorder in response to anterior cruciate ligament creep. *Clin Biomech.* 2003; 18:222-30.
- 56 Sbriccoli P, Solomonow M, Zhou B, Lu Y, Sellards R. Neuromuscular Response to Cyclic Loading of the Anterior Cruciate. *Am J Sports Med.* 2005; 33(4):543-51.
- 57 Johansson H, Sjölander P, Sojka P. Receptors in the knee joint ligaments and their

- role in the biomechanics of the joint *Crit Rev Biomed Eng.* 1991; 18(5):341-68.
- 58** Bell J, Bolanowski S, Holmes MH. The structure and function of Pacinian corpuscles: a review. *Prog Neurobiol.* 1994; 42(1):79-128.
 - 59** Schutte M, Dabezies E, Zimny M, Happel L. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1987; 69(2):243-7.
 - 60** Johansson RS, Flanagan JR. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nat Rev Neurosci.* 2009; 10: 345–359.
 - 61** Miyatsu M, Atsuta Y, Watakabe M. The physiology of mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament: an experimental study in decerebrate-spinalised animals. *J Bone Joint Surg Br.* 1993; 75:653-7.
 - 62** Wood SA, Gregory JE, Proske U. The influence of muscle spindle discharge on the human H reflex and the monosynaptic reflex in the cat. *J Physiol.* 1996; 497:279-90.
 - 63** Winter JA, Allen TJ, Proske U. Muscle spindle signals combine with the sense of effort to indicate limb position. *J Physiol.* 2005; 568:1035-46.
 - 64** Swanik C, Lephart S, Giannantonio F, Fu F. Reestablishing proprioception and neuromuscular control in the ACL- injured athlete. *J Sport Rehabil.* 1997; 6:182-206.
 - 65** Hogervorst T, Brand R. Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg Am.* 1998; 80(9):1365-78.
 - 66** Warren S, Yezierski RP, Capra NF, Haines DE, Ard MD. The somatosensory system I: discriminative touch and position sense. *Fundamental Neuroscience.* New York. Churchill Livingstone Inc: 1997:220-235.
 - 67** Matthews GG. Brain motor mechanisms. *Neurobiology: Molecules, Cells & Systems.* Malden, MA: Blackwell Science Inc; 1997:234.
 - 68** Mihailoff GA, Haines DE. Motor system I: peripheral sensory, brainstem and spinal influence on ventral horn neurons. In: Haines DE, Ard MD, eds. *Fundamental Neuroscience.* New York, NY: Churchill Livingstone Inc; 1997:335-346.
 - 69** Leonard CT. *The Neuroscience of Human Movement.* St Louis, MO: Mos by Year Book Inc; 1998.
 - 70** Ghez C. *The control of movement., Principles of Neural Science.* 3rd ed. New York, NY: Elsevier Science; 1991:533-547.

- 71 Ghez C. The cerebellum. *Principles of Neural Science*. 3rd ed. New York, NY: Elsevier Science; 1991:627-646.
- 72 Cote L, Crutcher MD. The basal ganglia. *Principles of Neural Science*. 3rd ed. New York, NY: Elsevier Science; 1991:647-659.
- 73 Zanette G, Tinazzi M, Bonato C, et al. Reversible changes of motor cortical outputs following immobilization of the upper limb. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997; 105:269-79.
- 74 Levy CE, Nichols DS, Schmalbrock PM, Keller P, Chakeres DW. Functional MRI evidence of cortical reorganization in upper-limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001; 80:4-12.
- 75 Schwenkreis P, Witscher K, Janssen F, et al. Assessment of reorganization in the sensorimotor cortex after upper limb amputation. *Clin Neurophysiol*. 2001; 112:627-35.
- 76 Cramer SC, Nelles G, Benson RR, et al. A functional MRI study of subjects recovered from hemiparetic stroke. *Stroke*. 1997; 28:2518-27.
- 77 Kapreli E, Athanasopoulos S, Gliatis J, Papathanasiou M, Peeters R, Strimpakos N, Hecke PV, Gouliamos A, Sunaert S. Anterior Cruciate Ligament Deficiency Causes Brain Plasticity: A Functional MRI Study. *Am J Sports Med*. 2009; 37:2419-26.
- 78 Swanik CB, Covassin T, Stearne DJ, Philip Schatz P. The Relationship Between Neurocognitive Function and Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *The Am J Sports Med*. 2007; 35(6):943-8.
- 79 Do Kyung Kim, Ji Hye Hwang, Won HaH ParK. Effects of 4 weeks preoperative exercise on knee extensor strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Phys Ther Sci*. 2015; 27:2693-6.
- 80 Kousa P, Järvinen TL, Kannus P, Järvinen M. Initial fixation strength of bioabsorbable and titanium interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanical evaluation by single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med*. 2001; 29:420-42
- 81 Kousa P, Järvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction. Part I: femoral site. *Am J Sports Med*. 2003; 31:174-81.

- 82 Höher J, Scheffler S, Weiler A. Graft choice and graft fixation in PCL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11:297-306.
- 83 Oh YH, Namkoong S, Strauss EJ, Ishak C, Hecker AT, Jazrawi LM, Rosen J. Hybrid femoral fixation of soft-tissue grafts in anterior cruciate ligament reconstruction using the EndoButton CL and bioabsorbable interference screws: a biomechanical study. *Arthroscopy.* 2006; 22:1218-24.
- 84 Tomita F, Yasuda K, Mikami S, Sakai T, Yamazaki S, Tohyama H. Comparisons of intraosseous graft healing between the doubled flexor tendon graft and the bone-patellar tendon-bone graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2001; 17:461-76.
- 85 Domnick C, Raschke MJ, Herbort M. Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World J Orthop.* 2016; 7(2):82-93.
- 86 Sargeant AJ, Davies CTM, Edwards HT, Maunder C, Young A. Functional and structural changes after disuse of human muscles. *Clin Sci.* 1977; 52:337-42.
- 87 Bynum EB, Barrack RL, Alexander AH. Open versus closed kinetic exercises after anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective randomized study. *Am J Sports Med.* 1995; 23:401-6.
- 88 Heijne A, Werner S. Early versus late start of open kinetic chain quadriceps exercises after ACL reconstruction with patellar tendon or hamstring grafts: a prospective randomized outcome study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007; 15:402-14.
- 89 Yukio Fukuda T, Fingerhut D, Coimbra Moreira V, Ferreira Camarini PM, Folco Scodeller N, Duarte AJr, Martinelli M, Fernandes Bryk F. Open Kinetic Chain Exercises in a Restricted Range of Motion After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Randomized Controlled Clinical Trial. *Am. J. Sports Med.* 2013; 41(4):788-94.
- 90 Mikkelsen C, Werner S, Eriksson E. Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000;

8:337-42.

- 91** Tagesson S, Birgitta Öberg B, Good L, Kvist J. A Comprehensive Rehabilitation Program With Quadriceps Strengthening in Closed Versus Open Kinetic Chain Exercise in Patients With Anterior Cruciate Ligament Deficiency A Randomized Clinical Trial Evaluating Dynamic Tibial Translation and Muscle Function. *Am. J. Sports Med.* 2008; 36(2):298-307.
- 92** Ross M, Denegar CR, Winzenried J. Implementation of Open and Closed Kinetic Chain Quadriceps Strengthening Exercises After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Strength Cond Res.* 2001; 15(4):466-73.
- 93** Kvist, J, Gillquist J. Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am. J. Sports Med.* 2001; 29:72-82.
- 94** Fleming BC, Oksendahl H, Beynnon BD. Open or closed kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction? *Exerc. Sport Sci. Rev.* 2005; 33(3):134-40.
- 95** Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, et al. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during stair climbing: an in vivo study. *Arthroscopy.* 1999; 15:185-91.
- 96** Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Peura GD, Nichols CE, Johnson RJ. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling. An in vivo study. *Am J Sports Med.* 1998; 26:109-18.
- 97** Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, Stanke- wick CJ, Renstrom PA, Nichols CE. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension. A comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *Am J Sports Med.* 1997; 25:823-9.
- 98** Kulas AS, Hortobagyi T, DeVita P. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin Biomech.* 2012; 27:16-21.
- 99** Noyes F. Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization. *Clin. Orthop.* 1977; 123:210-42.
- 100** Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. Cruciate ligament

- forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin Biomech.* 2000; 15:176-87.
- 101** Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30:556-69.
 - 102** Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37:1948-56.
 - 103** Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG. Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36:1949-58.
 - 104** Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *J Biomech.* 2007; 40:1145-52.
 - 105** Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, Badger GJ. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2001; 19:1178-84.
 - 106** Escamilla R, Macleod T, Wilk K, Paulos L, Andrew J. Anterior Cruciate Ligament Strain and Tensile Forces for Weight-Bearing and Non-Weight-Bearing Exercises: A Guide to Exercise Selection. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(3):208-20.
 - 107** Butler DL, Guan Y, Kay, Cummings JF, Feder SM, Levy MS. Location-dependent variations in the material properties of the anterior cruciate ligament. *J. Biomech.* 1992; 25:511-8.
 - 108** Kinikli G, Yuksel I, Baltaci G, Atay O. The effect of progressive eccentric and concentric training on functional performance after autogenous hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled study. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2014; 48(3):283-9.
 - 109** Paterno M, Rauh M, Schmitt L, Ford K and Hewett T. Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *Am J Sports Med.* 2014; 42:1567-73.
 - 110** Insall y Scott. *Cirugía de la rodilla.* 4.a ed. Madrid: Elsevier, 2007:612.
 - 111** Hanten WP, Pace MB. Reliability of measuring anterior laxity of the knee joint

- using a knee ligament arthrometer. *Phys. Ther.* 1987; 67:35759.
- 112** Steiner ME, Brown C, Zarins B, Brownsteins B, Koval PS. Measurement of anterior-posterior displacement of the knee. *J Bone Joint Surg.* 1990; 72:1307-15.
 - 113** Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom L. Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am. J. Sports Med.* 1985; 13:401-7.
 - 114** Daniel DM, Malcom LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burks R. Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J. Bone Joint Surg.* 1985; 67:720-6.
 - 115** Medrano D Jr, Smith D. A comparison of knee joint laxity among male and female collegiate soccer players and non-athletes. *Sports Biomech.* 2003; 2(2):203-12.
 - 116** Steiner ME, Grana WA, Chillag K, Schelberg-Karnes E. The effect of exercise on anterior-posterior knee laxity. *Am J Sports Med.* 1986; 14(1):24-9.
 - 117** Samsøe D, Bartels E, Bulow P, Lund H, Stockmarr A, Holm C, et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physi.* 2009; 673:1-68.
 - 118** Rodríguez D, Seara N, Glavina B. Ratios isocinéticos de flexo-extensores de rodilla en jugadores de fútbol y rugby. *Rev Iberoam Fisioter Kinesiol.* 2006; 9(2):46-51.
 - 119** Bompa T. *Periodización del entrenamiento deportivo*; 2da ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.
 - 120** Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *J Electromyogr Kines.* 2006; 16 (6):661-8.
 - 121** Fucci S, Benigni M, Fornasari V. *Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular*, 3era ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
 - 122** Schmitt L, Paterno M, Hewett T. The Impact of Quadriceps Femoris Strength Asymmetry on Functional Performance at Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(9):750-9.
 - 123** Laurie H, Io I, MD, Fowler P. Effect of Fatigue on Knee Proprioception: Implications for Dynamic Stabilization. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;

31(10):590-605.

- 124** Kreutzfeldt M, Bencke J, Andersen L, Alkjaer T, Suetta C, Mortensen P. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21(6):833-40.
- 125** Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006; 16(3):257-63.
- 126** Freckleton G, Cook J, Pizzari T. The predictive validity of a single leg bridge test for hamstring injuries in Australian Rules Football Players. *Br J Sports Med.* 2014; 48(8):713-7.
- 127** Lee Herrington, Julian Hatcher, Alison Hatcher, Michael McNicholas. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *Knee.* 2009;16 149-52.
- 128** Plisky P, Rauh M, Kaminski T, Underwood F. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(12):911-9.
- 129** Arockiaraj J, Korula RJ, Oommen AT, Devasahayam S, Wankhar S, Velkumar S. Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *Bone Joint J.* 2013; 95:188-91.
- 130** Gajanana Prabhu, B. Effect of Proprioceptive Exercise Training on Joint Reposition Sense and Balance of Athletes with Knee Injury. *Jesp.* 2013; 9(2):89-96.
- 131** Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Quatman CE, Hewett TE. Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Criteria-Based Progression Through the Return-to-Sport Phase. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(6):385-402.
- 132** Hartigan E, Axe M, Snyder-Mackler I. Time Line for Noncopers to Pass Return-to-Sports Criteria After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(3):141-54.
- 133** Reid A, Birmingham T, Stratford P, Alcock G, Giffin R. Hop Testing Provides a Reliable and Valid Outcome Measure During Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Phys Ther.* 2007; 87:337-49.
- 134** Chappell J, Creighton A, Giuliani C, Yu B, Garrett W. Kinematics and

- Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump Risks for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med.* 2007; 35(9):235-41.
- 135** Myer G, Ford K, Hewett T, Tuck Jump Assessment for Reducing Anterior Cruciate Ligament Injury Risk, *Athl Ther Today.* 2008; 13(5):39-44.
- 136** Noyes F, Barber-Westin S, Fleckenstein C, Walsh C, West J. The Drop-Jump Screening Test Difference in Lower Limb Control By Gender and Effect of Neuromuscular Training in Female Athletes. *Am J Sports Med.* 2005; 33(2):197-207.
- 137** Redler L, Watling J, Dennis E, Swart E, Ahmad C. Physician And Non-physician Inter- And Intra-observer Reliability Of A Field-based Drop Vertical Jump Screening Test For ACL Injury Risk. *Orthop J Sports Med.* 2015; 3(7):2325967115S00097.
- 138** Barber-Westin S, S Smith, Campbell T, Noyes F. The drop-jump video screening test: Retention of improvement in neuromuscular control in female volleyball players. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(11):3055-62.
- 139** Maulder P, Cronin J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. *Phys Ther Sport.* 2005; 6:74-82.
- 140** Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *Knee.* 2009; 16:153-8.
- 141** Proske U. The role of muscle proprioceptors in human limb position sense: a hypothesis. *J. Anat.* 2015; 227:178-83.
- 142** Burke D, Gandevia SC, Macefield G. Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand. *J Physiol.* 1988; 402:347-61.
- 143** Grigg P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehabil.* 1994; 3:2-17.
- 144** Danneskiold-Samsoe B, Bliddal H, Gogin H, Henriksen M, Lund H, Olsson L. Test retest Reliability of a Knee Joint Position Sense Measurement Method in Sitting and Prone Position. *Adv Physiother.* 2004; 6(1):37-47.
- 145** Clark N, Akins J, Heebner N, Sell T, Abt J, Lovalekar M, Lephart S. Reliability

- and measurement precision of concentric-to-isometric and eccentric-to-isometric knee active joint position sense tests in uninjured physically active adults. *Phys Ther Sport*. 2016; 18:38-45.
- 146** Ribot-Ciscar E, Roll JP. Ago-antagonist muscle spindle inputs contribute together to joint movement coding in man. *Brain Res*. 1998; 791:167-76.
 - 147** Beynnon B, Good L, Risberg A. The Effect of Bracing on Proprioception of Knees With Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthop Sports Phys Ther*. 2002; 32:11-5.
 - 148** Goble DJ, Brown SH. Upper limb asymmetries in the matching of proprioceptive versus visual targets. *J Neurophysiol*. 2008; 99:3063-74.
 - 149** Naito E, Nakashima T, Kito T, et al. Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *Eur J Neurosci*. 2007; 25:3476-87.
 - 150** Naito E, Roland PE, Grefkes C et al. Dominance of the right hemisphere and role of area 2 in human kinesthesia. *J Neuro Physiol*. 2005; 93:1020-34.
 - 151** Goble DJ, Hurvitz EA, Brown SH. Deficits in the ability to use proprioceptive feedback in children with hemiplegic cerebral palsy. *Int J Rehabil Res*. 2009; 32:267-9.
 - 152** Muaidi Q, Nicholson L, Refshauge K. Do elite athletes exhibit enhanced proprioceptive acuity, range and strength of knee rotation compared with non-athletes?. *Scand J Med Sci Sports* 2009; 19:103-12.
 - 153** Lin CH, Lien YH, Wang SF, Tsao JY: Hip and knee proprioception in elite, amateur, and novice tennis players. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006; 85:216-21.
 - 154** Proske U, Gandevia S. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement and muscle force. *Physiol Rev*. 2012; 92:1651-97.
 - 155** Smith IC, Newham DJ. Fatigue and functional performance of human biceps muscle following concentric or eccentric contractions. *J Appl Physiol*. 2007; 102:207-13.
 - 156** Weerakkody NS, Mahns DA, Taylor JL, Gandevia SC. Impairment of human proprioception by high-frequency cutaneous vibration. *J Physiol*. 2007; 581:971-80.
 - 157** Swash M, Fox KP. The effect of age on human skeletal muscle. *Studies of the mor-*

- phology and innervation of muscle spindles. *J Neurol Sci.* 1972; 16: 417-32.
- 158** Goble D. Proprioceptive Acuity Assessment Via Joint Position Matching: From Basic Science to General Practice. *Phys Ther.* 2010; 90(8):1176-84.
- 159** Roberts D, Fridén, Stomberg A, Lindstrand A, Moritz U. Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals. *J Orthop Res.* 2000; 18:565-71.
- 160** Pánics G, Tállay A, Pavlik A, Berkes I. Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br J Sports Med.* 2008; 42:472-6.
- 161** Iwanska D, Karczewska M, Madej A, Urbanik C. Symmetry of proprioceptive sense in female soccer players. *Acta Bioeng Biomech.* 2015; 17(2):155-63.
- 162** Kedroff L, Amis A, Newham D. Do patients with patellofemoral pain syndrome exhibit alterations in steadiness on hip and knee flexion?. *Gait Posture.* 2006; 24S:S269-S70.
- 163** Laidlaw D, Bilodeau M, Enoka R. Steadiness is reduced and a motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle Nerve.* 2000; 23:600-12.
- 164** Carville S, Perry M, Rutherford O, Smith C, Newham D. Steadiness of quadriceps contractions in young and older adults with and without a history of falling. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 100(5):527-33.
- 165** Tracy BL, Enoka RM. Steadiness training with light loads in the knee extensors of elderly adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2006; 38(4):735-45.
- 166** Fischer-Rasmussen T, Jensen PE. Proprioceptive sensitivity and performance in anterior cruciate ligament-deficient knee joints. *Scand J Med Sci Sports* 2000; 10(2):85-9.
- 167** Krogsgaard M, Fischer-Rasmussen T, Dyhre-Poulsen P. Absence of sensory function in the reconstructed anterior cruciate ligament. *J Electromyogr Kines.* 2011; 21:82-6.
- 168** Van der Worp G, Nijenbanning L, Diercks R, Zwerver J, van den Akker-Scheek I. Is proprioception diminished in patients with patellar tendinopathy?. *Gait Posture.* 2016; 45:224-8.

- 169 Juul-Kristensen B, Lund H, Hansen K, Christensen H, Danneskiold-Samsoe B, Bliddal H. Poorer elbow proprioception in patients with lateral epicondylitis than in healthy controls: a cross-sectional study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008; 17(1):72-81.
- 170 Lin Li, Zhong-Qiu Ji, Yan-Xia Li, Wei-Tong Liu. Correlation study of knee joint proprioception test results using common test methods. *J Phys Ther Sci.* 2015; 28:478-82.
- 171 Macefield VG. Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 2005; 32(1):135-44.
- 172 Dyhre-Poulsen P, Krogsgard M. Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans, *J Appl Physiol.* 2000; 89:2191-5.
- 173 Beard D, Kyberd P, O'Connor J, Fergusson C, Dodd C. Reflex hamstring contraction in anterior cruciate ligament efficiency. *J Orthop Res.* 1994; 12:219-28.
- 174 Renstrom P, Arms S, Stanwyck T, Johnson R, Pope M. Strain with in the ACL during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med.* 1986; 4:83-7.
- 175 Voigt M, Jakobsen J, Sinkjaer T, Non-noxious stimulation of The glenohumeral joint capsule elicits strong inhibition of active shoulder muscles in conscious human subjects, *Neurosci Lett.* 1998; 254:105-8.
- 176 Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Komatsu T, Tokuya S. Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans. *Am J Sports Med.* 2001; 29:83-7.
- 177 Xiangrong Cheng, Tailai Zhang, Xinhai Shan, Jingyuan Wang. Effect of posterior cruciate ligament creep on muscular coactivation around knee: A pilot study. *J Electromyogr Kines.* 2014; 24:271-6.
- 178 Tsuda E, Ishibashi Y, Okamura Y, Tho S. Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11:63-7
- 179 Madhavan S, Shields R. Neuromuscular responses in individuals with anterior cruciate ligament repair. *Clin Neurophysiol.* 2011; 122(5):997-1004.
- 180 Karpakka J, Vaananen K, Orava S, Takala TE. The effects of preimmobilization training and immobilization on collagen synthesis in rat skeletal muscle. *Int J Sports*

- Med. 1990; 11:484-8.
- 181** Nakagawa Y, Totsuka M, Sato T, Fukuda Y, Hirota K. Effect of disuse on the ultrastructure of the achilles tendon in rats. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1989; 59:239-42.
- 182** Kaneko F, Onari K, Kawaguchi K, Tsukisaka K, Roy S, Electromechanical Delay After ACL Reconstruction: An Innovative Method for Investigating Central and Peripheral Contributions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002; 32(4):158-65.
- 183** Shultz S, Carcia C, Perrin D. Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee. *J Electromyogr Kines.* 2004; 14:475-83.
- 184** Shultz S, Perrin D, Adams M, Arnold B, Gansneder B, Granata K. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *J Electromyogr Kines.* 2000; 10:159-70.
- 185** Cooper RL, Taylor NF, Feller JA. A systematic review of the effect of proprioceptive and balance exercises on people with an injured or reconstructed anterior cruciate ligament. *Res Sports Med.* 2005; 13:163-78.
- 186** Kanamori A, Zeminski J, Rudi TW, Li G, Fu FH, Woo SL. The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: A biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy.* 2002; 18:394-8.
- 187** Hemmerich A, van der Merwe W, Batterham M, Vaughan C. Knee Rotational Laxity in a Randomized Comparison of Single-Versus Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011; 39:48-56.
- 188** Järvelä T, Moisala A, Sihvonon R, Järvelä S, Kannus P, Järvinen M. Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Autografts and Bioabsorbable Interference Screw Fixation: Prospective, Randomized, Clinical Study With 2-Year Results. *Am J Sports Med.* 2008; 36:290-7.
- 189** Lam MH, Tik-Pui Fong D, Shu-Hang Yung P, Po-Yan Ho E, Fung KY, Chan KM. Knee Rotational Stability During Pivoting Movement Is Restored After Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011; 39:1032-8.
- 190** Dong Jiang, Ying-Fang Ao, Xi Gong, Yong-Jian Wang, Hao Luo, Lian-Xu Chen, Hai-Jun Wang, Xing Xie, Ji-Ying Zhang, Jia-Kuo Yu. Double-Bundle Anterior

- Cruciate Ligament Reconstruction Using Bone–Patellar Tendon–Bone Allograft: Technique and 2- to 5-Year Follow-up. *Am J Sports Med.* 2012; 40:1084-92.
- 191** Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Vasiliadis H, Giakas G, Georgoulis A. Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2005; 21(11):1323-9.
- 192** Borsa PA, Lephart SM, Irrgang JJ. Sports-specificity of knee scoring systems to assess disability in anterior cruciate ligament deficient athletes. *J Sports Rehab.* 1998; 7:44-60.
- 193** Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, et al. Responsiveness of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form. *Am J Sports Med.* 2006; 34:1567-73.
- 194** Arcuri F, Abalo E, Barclay F. Uso de escores para evaluación de resultados en cirugía del ligamento cruzado anterior. *Artroscopia.* 2010; 17 (3):241-7.
- 195** Çınar Medeni O, Bayramlar K, Baltacı G, Yanmış I. Core Stabilization Training After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med.* 2014; 2(3 Suppl): 2325967114S00150.
- 196** Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985; 198:42-9.
- 197** Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. European recommendations for surface electromyography. *J Rehabil Res Dev.* 1999; 8(2):13-54.
- 198** Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996; 101(6):511-9.
- 199** Staude G, Flachenecker C, Daumer M, Wolf W. Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. *EURASIP J Adv. Signal Process.* 2001; 2001:867853.
- 200** Stevens J. Repeated Measures Analysis. In: *Applied Multivariate Statistics for the Social Sciences.* Fourth Ed. edn. Edited by Stevens J. Mahwah, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, London. 2002; Chapter 13:492-552.

- 201** Danneskiold-Samsøe B, Bartels E, Bülow P, et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol.* 2009; 197(s673):1-68.
- 202** Byrne C, Twist C, Eston R. Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage. *Sports Med.* 2004; 34(1):49-69.
- 203** Brown RE, Edwards DL, Jakobi JM. Sex differences in force steadiness in three positions of the forearm. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 110(6):1251-57.
- 204** Bilodeau M, Keen DA, Sweeney PJ, Shields RW, Enoka RM. Strength training can improve steadiness in persons with essential tremor. *Muscle Nerve.* 2000; 23(5):771-8.
- 205** Keen DA, Yue GH, Enoka RM. Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *J Appl Physiol.* 1994; 77(6):2648-58.
- 206** Yoon T, Vanden Noven M, K., Hunter S. Brain areas associated with force steadiness and intensity during isometric ankle dorsiflexion in men and women. *Exp Brain Res.* 2014; 232(10):3133-45.
- 207** Lee HM, Cheng CK, Liao JJ. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. *Knee.* 2009; 16:387-91.
- 208** Reider B, Arcand MA, Diehl LH, Mroczek K, Abulencia A, Stroud CC, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2003; 19:2-12.
- 209** Gandevia S, McCloskey D, Burke D. Kinaesthetic signals and muscle contraction. *Trends Neurosci.* 1992; 15:62-5.
- 210** Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med.* 2008; 27:383-404,
- 211** Konishi Y, Aihara Y, Sakai M, Ogawa G, Fukubayashi T. Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. *Scand J Med Sci Sports.* 2007; 17:393-9.

- 212** Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Med Sci Sports Exerc.* 2002; 34:1414-8.
- 213** Konishi Y, Konishi H, Fukubayashi T. Gamma loop dysfunction in quadriceps on the contralateral side in patients with ruptured ACL. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35:897-900.
- 214** Hopkins JT, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition: A limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil.* 2000; 9:135-59
- 215** Rice DA, McNair PJ. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum.* 2010; 40:250-66.
- 216** Lane J, McFadden P, Bowden K, Amiel D. The ligamentization process: a 4 year case study following ACL reconstruction with a semitendinosis graft. *Arthroscopy.* 1993; 9:149-53.
- 217** Widrick JJ, Fitts RH. Peak force and maximal shortening velocity of soleus fibers after non-weight-bearing and resistance exercise. *J Appl Physiol.* 1997; 82:189-95.
- 218** Rice DA, McNair PJ, Lewis GN, Mannion. Experimental knee pain impairs submaximal force steadiness in isometric, eccentric, and concentric muscle actions. *Arthritis Res Ther.* 2015; 17:259
- 219** Bonfim TR, Paccola CAJ, Barela JA. Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84:1217-23.
- 220** Dingenen B, Janssens L, Claes S, Bellemans J, Staes FF. Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. *Clin Biomech.* 2016; 35:116-23.
- 221** Wojtys EM, Huston LJ. Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. *Am J Sports Med.* 2000; 28: 336-44.
- 222** Pincheira PA, Silvestre R, Armijo-Olivo S, Guzman-Venegas R. Ankle perturbation generates bilateral alteration of knee muscle onset times after unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *Peer J.* 2018; 6:e5310.

- 223** Grooms DR, Page SJ, Nichols-Larsen DS, Chaudhari AM, White SE, Onate JA. Neuroplasticity associated with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017; 47:180-9.
- 224** Needle AR, Lepley AS, Grooms DR. Central nervous system adaptation after ligamentous injury: a summary of theories, evidence, and clinical interpretation. *Sports Med.* 2017; 47:1271-88.
- 225** Nyland J, Gamble C, Franklin T, Caborn DNM. Permanent knee sensorimotor system changes following ACL injury and surgery. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 2017; 25:1461-74.
- 226** Mrachacz-Kersting N, Grey MJ, Sinkjær T. Evidence for a supraspinal contribution to the human quadriceps long-latency stretch reflex. *Exp Brain Res.* 2006; 168:529.
- 227** Hébert-Losier K, Schelin L, Tengman E, Strong A, Häger CK. Curve analyses reveal altered knee, hip, and trunk kinematics during drop-jumps long after anterior cruciate ligament rupture. *Knee.* 2018; 25:226-39.
- 228** Gumucio JP, Sugg KB, Enselman ERS, Konja AC, Eckhardt LR, Bedi A, Mendias CL. Anterior cruciate ligament tear induces a sustained loss of muscle fiber force production. *Muscle Nerve.* 2018; 58:145-8.
- 229** Panics G, Tallay A, Pavlik A, Berkes I. Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br J Sports Med.* 2008; 42(6):472-6.

ANEXOS

e INDICES DE CALIDAD

10. Anexos e Índices de Calidad

Anexo 1: Formato de Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo _____, RUT _____

declaro participar de forma voluntaria en el estudio de evaluación de control sensoriomotor a realizarse en el laboratorio de Biomecánica de la Clínica MEDS, poniendo a disposición del evaluador mi información personal (nombre, teléfono, mail, etc.) y la obtenida por medio de la evaluación.

Se me han explicado los procedimientos que se utilizarán durante el estudio y considero que no afectan mis derechos, ni mi integridad física o emocional. En pleno conocimiento, otorgo de forma voluntaria el uso de mis datos.

Firma: _____

Anexo 2: Certificado de aprobación Comité Ético Científico – CEC MedUC



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ ÉTICO CIENTÍFICO - CEC MED UC

CERTIFICADO
DE APROBACIÓN
CEC-MEDUC

Santiago, 15 de Mayo de 2014

SE APROBÓ EL SIGUIENTE PROYECTO

Número Proyecto: 14-146

Investigador Responsable: Cristóbal San Martín
Carrera de Kinesiología.

Financiamiento: No requiere financiamiento

Título Proyecto: Control sensoriomotor pre y post operatorio de pacientes con rotura de ligamento cruzado anterior.

Se acusa recibo de los siguientes documentos:

Carta del investigador responsable solicitando la revisión y aprobación de nuevo estudio en referencia.

Carta del Jefe del director de la carrera de Kinesiología, Christian Campos

Documentos revisados y aprobados por el comité:

Proyecto de investigación

Documento de consentimiento informado.

Resolución del CEC Med UC :

Este proyecto ha sido aprobado con fecha 15 de Mayo de 2014 y tiene vigencia de un año. A contar del 14 de Mayo de 2015 el investigador responsable deberá solicitar al Comité de Ética la renovación anual del estudio si desea continuar con él.

Por favor lea cuidadosamente la hoja anexa a esta carta en la que se indican todas sus responsabilidades como investigador responsable de este estudio.

Se le solicita en toda futura correspondencia hacer referencia al número del Proyecto asignado 14-146

Le saluda atentamente,


DRA. BEATRIZ SHAND KLAGGES
Presidente CEC-MedUC



EN CASO DE CUALQUIER DUDA SE LE SOLICITA CONTACTARSE CON EL CEC Med UC

Se certifica que la información contenida en el presente documento es correcta y que refleja el acta del Comité Ético Científico de la Facultad de Medicina (CEC-Med UC). Este Comité adhiere a los principios éticos de Facultad de Medicina de la Pontificia Universidad Católica, que considera como norma fundamental el respeto a la dignidad de la persona humana en cualquier condición, desde el momento de la concepción hasta la muerte natural. Este Comité cumple además con las guías de buena práctica clínica definidas por la conferencia internacional de armonización (GCP-ICH); y con las leyes chilenas 20.120 y 19.628 sobre protección de la vida privada o protección de datos de carácter personal.

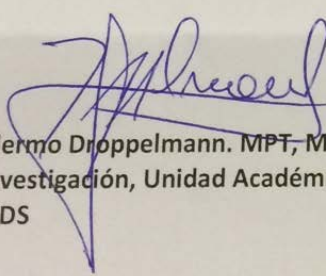
Anexo 3 (Índice de Calidad): Subvenciones recibidas por el presente estudio

Obtención de Fondo Concursable para proyecto de Investigación, utilizados para el arriendo de los equipos de evaluación.

CERTIFICADO FONDO DE CONCURSO INTERNO DE INVESTIGACIÓN

Quién suscribe, Guillermo Droppelmann, titular de la cédula de identidad N 16.125.609-9, en mi carácter de encargado del Área de Investigación perteneciente a la Unidad Académica de Clínica MEDS, hago constatar que el Klgo. Cristóbal San Martín, cuya cédula de identidad N 15.274.361-0, participó como primer autor junto a los coautores Klgo. Iver Cristi, Klgo. Andrés Valladares, Dr. Francisco José Berral y Klgo. Claudio Oyarzo, en el proyecto de investigación financiado por Clínica MEDS denominado: "Evaluación control sensoriomotor en pacientes con reconstrucción de ligamento cruzado anterior", cuyo monto aprobado para su ejecución entre el periodo septiembre 2014 a septiembre 2016 fue de 2.720 dólares americanos.

Constancia que se expide a solicitud de la parte interesada en la ciudad de Santiago de Chile, el día miércoles 22 de marzo del año 2017.



Klgo. Guillermo Droppelmann. MPT, MSc, MPH, MA, MPP©
Área de Investigación, Unidad Académica
Clínica MEDS

Anexo 4 (Índices de Calidad): Publicaciones

a) Artículos. Publicación 1. Meeting Abstract.

San Martín C; Berral FJ; Torres G. Assessments for medical discharge in athlete patients under going anterior cruciate ligament reconstruction. Mot. Hum 2016; 17(Supl.1):28-31. ISSN-e: 0718-9613. Indexada en: **Google Scholar**, e-Dialnet, Latindex. Otros catálogos: Red de Bibliotecas Universitarias (REBIUN).

Revista Motricidad Humana
Mot. Hum. 2016;17 Supl 1:28-31



Meeting Abstract

Assessments for medical discharge in athlete patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction

Evaluaciones para el alta médica en atletas sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior

San Martín C¹, Berral FJ², Torres G³

¹Pht, MSc., School of Kinesiology, Pontificia Universidad Católica, Santiago Chile. Clínica MEDS, Santiago, Chile.

²Doctor Medicine and Surgery. Laboratory of Biomechanics, Kinesiology and Cineanthropometry. University Pablo Olavide. Seville. Spain.

³Pht, School of Kinesiology, Pontificia Universidad Católica. Santiago. Chile.

The anterior cruciate ligament (ACL) injury and their respective treatment produce a very large economic and emotional cost for patients who suffer it. For this reason it becomes essential doing a good treatment that allows adequate return to sports with less risk of re injury for patients. To accomplish this goal, before patient discharge it is necessary to confirm that the knee is in optimal conditions to be subjected to great loads and range of motion during functional activities. For greater support in this decision, each day is becoming more important doing the following assessments to patients:

a) Clinical assessment

The recommendations are that the patient should have full range of motion, no pain or inflammatory signology posterior to sport activities and no functional sensation of instability during sports and activities of daily living.

Regardless of patient parameters on different test it is important to consider that it must meet at least 6 to 8 months after surgery for normal reintegration to their sports activities, since these are the periods in which the graft reaches adequate levels of maturation and withstands tensile strength levels similar to ACL in healthy subjects. If the patient wants to return to sports activities of a high risk level (in this injury), it is recommended that the patient completed two months of constant field sport exercises for reintegration prior to medical discharge in order to adapt progressively to sporting gestures and high physical demands that implies the practice of this sports.

b) Ligament laxity test

Special tests like Lachman's test can be performed, anterior drawer test or pivot shift, but it is recommended to objectify the anterior displacement of the tibia using the KT2000. Daniel y cols.

have found that 92% of healthy normal subjects had a difference of anterior translation of the tibia between right and left side of 2 mm or less, therefore it is recommended that the post surgical outcome comes as close as possible to these numbers. Habitually values not exceeding 2,5 to 3 mm difference between the operated leg and the healthy one are used with the KT2000 (1).

c) Maximum muscular strength measurement

Regardless of age or activity carried out by the assessed, bilateral relations of quadriceps and hamstrings must be less than 10% (2,3). In general, at lower isokinetic speeds, hamstrings produce 60% of torque values generated by the quadriceps (4).

Other studies suggest that the quadriceps hamstring ratio should be greater than 66% in men and greater than 75% in women (5).

d) Muscle strength measurement

To assess the resistance of the hamstring muscles (ACL synergist) it is suggested the use of the single leg bridge test to measure the resistance force mainly at the hamstrings and has been commonly used to predict hamstring tear (6).

The evaluation results are poor when less than 20 repetitions are performed, regular with 25 and good over 30 repetitions performed.

e) Balance (SEBT)

It has been seen a decrease in the scope of the Star Excursion Balance Test (SEBT) not only in the injured leg in patients with ACL injury but also on the healthy leg compared to a control group (7).

f) Jump test

The most commonly used tests are the single unilateral horizontal jumps, triple, cross bridge and time in 6 meters (8).

The vast majority of studies recommended that there should not be greater distance than 10 or 15% between the healthy and the injured limb. Along with this is very important to consider the quality of the jump and especially observe the amortization phase, since during this stage is where the vast majority of injuries occur (5).

g) Sensorimotor control assessment

- The joint repositioning proprioceptive test, should not indicate differences greater than 3 degrees when repositioning the joint in a position previously described.
- Muscle activation delay test: when a disturbance is generated until the hamstring and quadriceps muscles contract, it should not spend more time than 120 ms. If muscle activation exceeds this time the joint may be exposed to injury by increasing the time that passes without the protection that the muscles give.
- The pivot test after descending a step consist in a person going down a step and walking out to the same side of the leg that is being assessed in a direction of 90 degrees with respect to the initial position. What is being evaluated here is the internal rotation of the tibia relative to the femur, which should not exceed 18 degrees. If in the evaluation the established range is exceeded, the patient may have a rotational instability, which may be a risk factor for ACL injuries.
- The steadiness is assessed with a load cell where the patient is asked to perform a maximum voluntary contraction in sitting position with 90 degrees of knee flexion. 15% of the maximum force exerted is then obtained and a curve is drawn with a rise, a plateau and a decrease located on a screen in front of the patient. The patient being evaluated must follow the curve making a muscle contraction without leaving margins established in the figure.

h) Sporting gesture on the playing field assessment

It is very important to see the behavior of the athlete on the playing field, as this is the riskiest place for the player. Circuits of coordination, agility, E or W career can be made and then assess the various sporting gestures involving sport (8).

This observation should be performed in conjunction between technical and medical staff or by a health care professional that is an expert in sport.

i) Questionnaires

There are questionnaires with subjective methods such as Lysholm or KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score) and others which mix the subjective opinion of patients with objective assessments as CKRS (Cincinnati Knee Ligament Rating System) and IKDC (International Knee Documentation Committee Knee Form) that are useful to see evolution or status of the patient's condition (9).

References

1. Daniel DM, Malcom LL, Losse G. et al. Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1985; 67:720.
 2. Rodríguez D, Seara N, Glavina B. Ratios isocinéticos de flexo-extensores de rodilla en jugadores de fútbol y rugby. *Rev Iberoam Fisioter Kinesiol.* 2006; 9(2):46-51.
 3. Ayala F, Sainz de Baranda P, de Ste Croix M, Santoja F. Revisión de Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. *Apunts Med Esport.* 2012; 47(176):131-42.
 4. Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *Jour Elect Kines.* 2006; 16(6):661-8.
 5. Wilk K, Macrina L, Cain EL, Dugas J, Andrews J. Recent advances in the rehabilitation of anterior cruciate ligament injuries. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(3):153-71.
 6. Freckleton G, Cook J, Pizarra T. The predictive validity of a single leg bridge test for hamstring injuries in Australian Rules Football Players. *Br J Sports Med;* 2014; 48(8):713-20.
 7. Herrington L, Hatcher J, Hatcher A, McNicholas M. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee.* 2009; 16:149-52.
 8. Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Quatman CE, Hewett TE. Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Criteria-Based Progression Through the Return-to-Sport Phase. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(6):385-402.
 9. Arcuri F, Abalo E, Barclay F. Uso de escores para evaluación de resultados en cirugía del ligamento cruzado anterior. *Artroscopia.* 2010; 17(3):241-7.
-

Correspondencia:

Cristóbal Fernando San Martín Mohr
Carlos XII 173, Depto 1102, Las Condes, Santiago, Chile.
+56993992149
cristobalsanmartin@hotmail.com

Recibido: 22-06-2016 **Aceptado:**

Publicación 2. San Martín-Mohr C, Cristi-Sánchez I, Pincheira PA, Reyes A, Berral FJ, Oyarzo C. Knee sensorimotor control following anterior cruciate ligament reconstruction: A comparison between reconstruction techniques. PLoS ONE 2018; 13 (11): e0205658.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658>. ISSN: 1932-6203

JOURNAL CITATION REPORTS. JCR Science Edition. ISI Web Knowledge. Category: MULTIDISCIPLINARY SCIENCES. Factor de Impacto en 2017: 2,766. Rank in Multidisciplinary Sciences Journals (año 2017): 15 de 64. 1° Tercil- 1° Cuartil.



RESEARCH ARTICLE

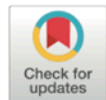
Knee sensorimotor control following anterior cruciate ligament reconstruction: A comparison between reconstruction techniques

Cristóbal San Martín-Mohr^{1,2*}, Iver Cristi-Sánchez^{2,3}, Patricio A. Pincheira^{3,4,5}, Alvaro Reyes⁶, Francisco José Berral⁷, Claudio Oyarzo^{2,8}

1 Carrera de Kinesiología, Departamento Ciencias de la salud, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile, 2 Clínica MEDS, Santiago, Chile, 3 Escuela de Kinesiología, Facultad de Ciencias, Universidad Mayor, Santiago, Chile, 4 Laboratorio Integrativo Biomecánica y Fisiología del Ejercicio, Escuela de Kinesiología, Universidad de los Andes, Santiago, Chile, 5 School of Human Movement and Nutrition Sciences, The University of Queensland, Brisbane, Australia, 6 Facultad de Ciencias de la Rehabilitación, Universidad Andrés Bello, Santiago, Chile, 7 Universidad Pablo de Olavide ES-41013 Sevilla, España, 8 Universidad de Los Andes, Santiago, Chile

* These authors contributed equally to this work.

* csanmartino@uc.cl



OPEN ACCESS

Citation: San Martín-Mohr C, Cristi-Sánchez I, Pincheira PA, Reyes A, Berral FJ, Oyarzo C (2018) Knee sensorimotor control following anterior cruciate ligament reconstruction: A comparison between reconstruction techniques. PLoS ONE 13 (11): e0205658. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658>

Editor: Riccardo Di Giminiani, University of L'Aquila, ITALY

Received: January 11, 2018

Accepted: September 29, 2018

Published: November 15, 2018

Copyright: © 2018 San Martín-Mohr et al. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Data Availability Statement: The data was deposited in a stable public repository Figshare (<http://figshare.com/>) DOI 10.6084/m9.figshare.7170368.

Funding: The authors received no specific funding for this work. Clínica MEDS provided support in the form of salaries for authors CSMM, ICS and CO, but did not have any additional role in the study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. The

Abstract

The sensorimotor system helps to maintain functional joint stability during movement. After anterior cruciate ligament (ACL) injury and reconstruction, several sensorimotor deficits may arise, including altered proprioception and changes in neuromuscular control. It is still unknown whether the type of autograft used in the reconstruction may influence knee sensorimotor impairments. The aim of this study was to comparatively assess the effects of the hamstring tendon (HT) and bone-patellar tendon-bone (BPTB) ACL reconstruction techniques on knee sensorimotor control 6–12 months post-operation. A total of 83 male subjects participated in this study: 27 healthy participants, 30 BPTB-operated patients and 26 HT-operated patients. Active joint position sense in 3 ranges of motion (90–60°, 60–30°, and 30–0° of knee flexion), isometric steadiness, and onset of muscle activation were used to compare sensorimotor system function between groups. Both operated groups had a small (< 5°) but significant joint position sense error in the 30–0° range when compared to the healthy group. No significant differences were found between the operated and the control groups for isometric steadiness or onset of muscle activation. The results of this study suggest that operated patients present knee proprioceptive deficits independently of surgical technique. Nevertheless, the clinical implications of this impairment are still unknown. It seems that selected surgical approach for ACL reconstruction do not affect functioning of the sensorimotor system to a large degree.

specific roles of these authors are articulated in the 'author contributions' section.

Competing interests: The authors have the following interests. Cristóbal San Martín-Mohr, Iker Cristi-Sánchez and Claudio Oyarzo are employed by Clínica MEDS. There are no patents, products in development or marketed products to declare. This does not alter the authors' adherence to all the PLOS ONE policies on sharing data and materials, as detailed online in the guide for authors.

Introduction

The sensorimotor system encompasses all the afferent, efferent, and central integration- processing components involved in maintaining functional joint stability during body movements [1, 2]. Inadequate functioning of this system may predispose joint damage [3, 4], a situation that commonly occurs after ligament injury. Following anterior cruciate ligament (ACL) injury, various sensorimotor impairments may occur, including proprioceptive deficit [5–10], decreased quadriceps and hamstrings strength [11–13], and alterations in muscle activation onset patterns [14]. Moreover, an ACL injury can produce alterations in ligament afferent signals that provoke altered brain activity patterns during knee movements [15]. While some deficits can be compensated by a greater flow of afferent information from other somatosensory pathways (e.g. visual feedback) [16], in some patients, these compensations are insufficient for recovering functional joint stability.

When the conservative treatment for ACL injury is unsuccessful in restoring knee joint functionality, ACL reconstruction (ACLR) may be indicated to restore joint stability. However, sensorimotor impairments and dynamic deficiencies may persist after surgery [17]. For instance, muscle recruitment patterns [18] and muscle strength [19] may remain altered in asymptomatic subjects even when some clinical indicators are within normal ranges. In an extensive literature review, Gokeler et al. [20] indicated that proprioceptive deficits detected by commonly used tests in ACLR patients are not conclusive in detecting sensorimotor impairments. As such, a comprehensive sensorimotor evaluation is needed to assess the function of the joint before returning to normal activities, a decision that in some cases, is based on subjective judgement or time-after-surgery criteria [21]. Assessments that evaluate the integrity and function of sensorimotor components by measuring variables along the afferent or efferent pathways may be used to obtain broader information about joint functionality after ACL injury and surgery [22].

In ACLR patients, reconstruction type may be an important factor related to impaired sensorimotor control [23]. For instance, during the post-operative stage, the graft used for the reconstruction contributes to tissue and mechanoreceptors regeneration [24, 25]. Nevertheless, the exact time needed for mechanoreceptors to appear is unclear, as is the time needed for other somatosensory pathways to compensate for the lower afferent signals coming from the ligament [25, 26]. This altered afferent information results in knee sensorimotor deficits, which may be dependent on the autograft used for ACLR [27]. While quadriceps muscle strength/activation deficits [28], knee proprioception impairment [8], and altered muscle activation patterns [29–31], among other alterations, are present in patients who receive either a bone patellar tendon bone (BPTB) graft or a hamstring tendon (HT) graft, some studies report differences in sensorimotor impairments between graft types [32, 33]. Therefore, existing knowledge on the effects of graft type on sensorimotor control of the knee is still conflicting.

The aim of this study was to comparatively assess the effects of the HT and BPTB ACLR reconstruction techniques on knee sensorimotor control in patients 6–12 months post-operation. Essential methods to assess the components of the sensorimotor system [22] were used including: joint-position sense (JPS), muscle tension sense (steadiness), and onset time of electromyographic (EMG) activity of knee muscles during an unexpected perturbation. These methods evaluate the afferent and efferent components of functional joint stability [22] that may be affected differently in each type of graft. Therefore, this information may help to establish the status of individual sensorimotor components that contributes to joint stability during the post-operative period and recovery phase [22]. Due to the nature of the surgery, we hypothesized that the type of graft would differentially impact at least one dimension of sensorimotor control.

Materials and methods

Participants

Participants were recruited by public announcements within the clinic and by contacting ACLR patients listed in the clinic's database. A total of 30 healthy participants and 89 ACLR patients were contacted within a timeframe of 18 months and were interviewed to assess clinical eligibility. Subject exclusion criteria included the following: any previous surgical intervention in the lower extremities (healthy subjects); acute or chronic pain in the lower extremities within the past six months (healthy subjects); more than one concomitant injury/repair during surgery (e.g. tibial collateral ligament injury plus meniscus repair; operated subjects); body mass index higher than 30 (both groups); chronic ankle instability (both groups). After checking for inclusion and exclusion criteria, 83 males were invited to participate in the study, and were divided into three groups: control ($n = 27$), BPTB ($n = 30$) and HT ($n = 26$). Anthropometric characteristics of each group are presented in Table 1. All operated patients were assessed 6 to 12 months post-surgery (8.6 ± 2.3 months). All study participants scored between four and seven on the Tegner scale for physical activity [34].

All reconstructed patients were rehabilitated at the same clinic with the same general aims for each rehabilitation phase [17]. However, specific precautions were taken for each type of graft, with excessive stress avoided over the anatomical zone where the graft was obtained. The aims of the first six weeks of rehabilitation were to reduce inflammation, restore the knee range of motion, favor muscle activation, and gait retraining. In the second stage, (six weeks post-surgery), the aims were to strengthen the knee musculature and increase neuromuscular control. In the third stage (12 weeks post-surgery), the aims were to normalize knee musculature strength and to start jogging. In the final stage (20 and 32 weeks post-surgery), the aim was to restore functional performance (e.g. in plyometric exercises, jumping, and changes in direction) [17]. All participants provided signed informed consent before participating in the study, which was approved by the Ethical Committee of the Faculty of Medicine, Pontificia Universidad Catolica de Chile and was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

Measurements

The testing order was randomized by the investigators. Grouping assignments were sorted by the principal investigator, who was blinded to information regarding surgical method and the post-operation time of each patient. The sensorimotor control of the knee was measured through: (a) JPS in three distinct ranges of joint movement; (b) quadriceps muscle tension sensation using the isometric steadiness technique, and; (c) EMG onset of muscle activation of

Table 1. Anthropometric characteristics, time post-surgery and activity level of each group.

	Groups		
	Control ($n = 27$)	BPTB ($n = 30$)	HT ($n = 26$)
Age (years)	24.27 ± 3.28	25.77 ± 4.47	26.60 ± 5.74
Weight (kg)	75.90 ± 8.53	73.16 ± 7.46	78.08 ± 9.40
Height (m)	1.76 ± 0.06	1.72 ± 0.06	1.74 ± 0.06
BMI (kg/m^2)	24.28 ± 2.07	24.69 ± 1.80	25.48 ± 2.42
Time Post-Surgery (months)	—	7.77 ± 2.28	8.92 ± 2.30
Activity Level (Tegner Scale)	6.40 ± 1.71	5.88 ± 1.41	5.39 ± 1.99

Characteristics of each study group. Values are mean \pm standard deviation. HT: hamstring tendon; BPTB: bone-tendon-bone.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658.t001>

vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, and biceps femoris muscles after an unexpected perturbation. The test side for ACLR subjects was the reconstructed leg, whereas the test side for control subjects was pseudorandomly selected to counterbalance the ACLR limbs. This resulted in three groups that were used for comparisons: (i) leg of the healthy subjects (control group); (ii) reconstructed leg of patients operated with the HT method; and (iii) reconstructed leg of patients operated with the BPTB method.

Joint-position sense. The aim of this test was to evaluate JPS, the ability of subjects to actively replicate a previously determined joint position [22, 35]. Angular measurements of the knee joint were taken with a uniaxial electrogoniometer (Kinetecnic, Santiago, Chile) using an incremental encoder (Hengstler, Aldingen, Germany) connected to a computer. The encoder was adapted for the patient with a rod, enabling knee angle assessment (Fig 1A). This device was shown to have a good resolution (5000 pulses, 0.072° of resolution) with a high reproducibility rate (intraclass correlation coefficient = 0.999). As previously reported [36], three ranges of movement (90–60°, 60–30°, and 30–0°) were used [5, 7], with 0° being knee full extension. These ranges were chosen because previous studies suggest that afferent discharge of capsule-ligamentous proprioceptors is influenced by joint angle, where different discharge rates occur within the knee range of motion [37].

For the test, each subject was seated on the edge of a stretcher, with the fulcrum of the electrogoniometer aligned with the axis of the knee (i.e. lateral femoral condyle). For each range, a target knee angle was first achieved using visual feedback on a computer screen to ensure that the subject selected the target within the ranges of movement pre-established for the evaluation. While the subject was extending their knee, a green light appeared on the screen if the knee angle was within the range of movement, and a red light appeared if the knee angle was out of range. Once a target angle was chosen, the subject pushed a button associated with the encoder system, which saved the selected target angle in the computer. In other words, each subject chose any angle within the range of movement as the target angle for the JPS assessment, angle that was used in the consecutive repetitions. This procedure was repeated for each

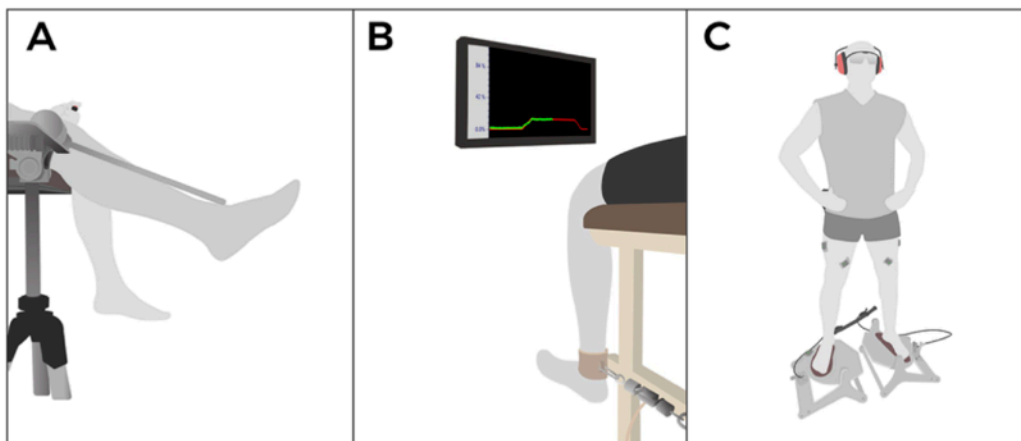


Fig 1. Knee sensorimotor assessment. A Joint-position sense test with the uniaxial electrogoniometer. B Steadiness test (green line) with the load cell and paradigm set to 15% maximum isometric voluntary contraction (red line). C Muscle activation onset test in the knee, showing the positions of the surface EMG sensors and platform.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658.g001>

of the assessed ranges (i.e., 90–60°, 60–30°, and 30–0°), obtaining three different target angles for each of the ranges [36]. Later, without visual feedback, the subject tried to reproduce the target angle for each of the ranges. Independent of the evaluated range of movement, subjects started from 90° of knee flexion towards extension. This procedure was repeated 10 times for each extremity and for each of the defined ranges of joint movement. Therefore, a total of 30 repetitions were obtained. For each repetition, the absolute value of the difference between the achieved angle and the target angle was calculated (e.g. error angle). Then, the differences of the 10 repetitions were finally averaged for each range. The joint position signals from the electrogoniometer were processed on Igor Pro 6.0 software (WaveMetrics Inc, Lake Oswego, USA).

Muscle tension sensation: Steadiness. The purpose of this assessment was to evaluate the ability of subjects to maintain a constant force at 15% of maximum voluntary isometric contraction, which reflects fine muscle control [38, 39]. Isometric steadiness was represented as the coefficient of variation between the target and the force maintained by the subject. First, the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) was assessed. Participants were seated in an instrumented chair with approximately 90° of knee flexion, with a load cell (Scottsdale, Arizona, USA) anchored to the distal end of the leg at the level of the ankle (Fig 1B). Participants were asked to exert an MVIC of the knee extensor muscles for 4 s. This procedure was repeated three times, with a rest period of 1 min between each repetition. The signal from the load cell was captured with a Trigno Wireless System amplifier (Delsys, Boston, USA) at a sample frequency of 2000 Hz, where the maximum force obtained between the three repetitions was selected for further analysis.

Knee isometric steadiness was evaluated with the same setup as the MVIC assessment. A computer screen projected a trapezoidal figure (Fig 1B), where the upper part represented the 15% of the previously measured MVIC. Each subject was asked to exert knee extensor force to reach this target, coinciding with the projected trapezoidal figure. Real-time feedback on the exerted force was provided so that the task could be sustained for 20 s and to match the trapezoidal target. Subjects performed four practice trials separated by 45 seconds of rest. After practice, subjects rested for two minutes and then performed three repetitions of the task, with a rest period of 1 min between each repetition. Isometric steadiness was quantified as the coefficient of variation between isometric strength fluctuations around the projected trapezoidal target [38, 39]. Stabilization of the exerted force occurs normally during the first 8 seconds of the contraction [40], therefore, a visual criteria was used to select the start of the stable signal. A 10-second window of analysis was used thereafter, beginning from the selected start of the stable signal. This method has been previously used to analyze the most stable part of the generated force and has been proven reliable [39, 41]. The final obtained result was the coefficient of variation (%) of the three repetitions, which is a measure of statistical dispersion that describes the degree of variability between measurements. Igor Pro 6.0 software was used to calculate isometric steadiness.

Onset time of muscle activation in the knee muscles. The onset of muscle activation in the knee muscles was estimated utilizing surface electromyography. EMG bipolar sensors (Delsys, Boston, USA) were positioned on the vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, and biceps femoris muscles of each subject according to SENIAM recommendations [42]. EMG signals were pre-amplified in a simple differential manner, filtered in a bandwidth of 50–450 Hz, and recorded at a sampling frequency of 2000 Hz (Trigno Wireless System, Delsys, Boston, USA). Two destabilizing platforms elicited perturbations in both lower limbs as previously reported [22, 30, 43] (Fig 1C). A sudden fall of the platforms causes 20° of inversion at the ankle in a weight-bearing condition. This mechanical perturbation over the ankle causes a generalized lower limb destabilization, inducing neuromuscular responses to overcome a loss

in balance [35]. The aim of this method is to stimulate the lower limb in a position that ensures muscle activation, joint capsule compression, and stretching of the skin during the evaluation, all of which is crucial information for central proprioception and balance control [35, 44].

The fall of the platform was detected with a triaxial accelerometer (Delsys, Boston, USA) that was synchronized with the EMG signals. This procedure was performed six times for each extremity, with the side of perturbation being randomly selected. Blindfolds and earplugs were used with each participant to nullify the effects of vision and hearing in the evaluations. To calculate the onset of EMG activity, the signals were fully rectified using the Average Rectified Value (AVR) method. Then, an activation threshold was established as the average of the basal amplitude plus five standard deviations in a window of 500 ms measured 50 ms prior to the perturbation. Thus, the start of the muscle activation was defined as any EMG burst that exceeds the activation threshold [45, 46]. A computational script (Igor Pro 6.0, WaveMetrics Inc, Lake Oswego, USA) plus visual inspection allowed for the semiautomatic detection of muscle onset time, defined as the time between the start of perturbation (i.e., stop after the fall of the platform) and the start of EMG muscle activation. This procedure was performed for each of the muscles evaluated. Three randomly selected repetitions were averaged, obtaining the EMG onset latency, which was considered for further analysis.

Statistical analysis

Sample size was estimated based on a one-way analysis of variance (ANOVA) design. Using an alpha level of 0.05 adjusted by multiple comparison tests after ANOVA, a statistical power of 0.9 and an estimated effect size of at least 0.8 (Hedges' *g*) on the difference of average angle for joint reposition, a sample size of 10 participants per group was obtained [5]. The Shapiro-Wilk test was used to evaluate normality assumptions for all continuous variables. Thus, according to data distribution, a one-way analysis of variance (ANOVA) test or a Kruskal-Wallis test was used to compare JPS, steadiness, and EMG onset among study groups (i.e.: Control, HT, BPTB). A multiple comparison post hoc test (Scheffé or Dunn's) was used after ANOVA. All statistical analyses were performed using the STATA 9.1 software. The level of significance was set at $\alpha = 0.05$.

Results

Joint-position sense

The BPTB and HT groups showed significantly higher error values in comparison to the control group in the 30–0° range ($p = 0.017$ and $p = 0.039$ respectively) (Fig 2). No other significant differences were found when comparing JPS results between control, BPTB, and HT groups. Details of the JPS results are provided in Fig 2.

Muscle tension sense: Steadiness

The coefficient of variation was $2.91 \pm 0.45\%$ for the control, $3.16 \pm 1.32\%$ for the BPTB, and $2.41 \pm 1.21\%$ for the HT groups. A significant difference was found between the HT and BPTB groups ($p = 0.041$) but no difference was found between the HT ($p = 0.061$) and BPTB ($p = 0.99$) vs the control group (Fig 3).

Onset of muscle activation in the knee

No significant differences were found when comparing the onset of muscle activation for the vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, and biceps femoris muscles between the Control, BPTB, and HT groups. Details of these results are presented in Table 2.

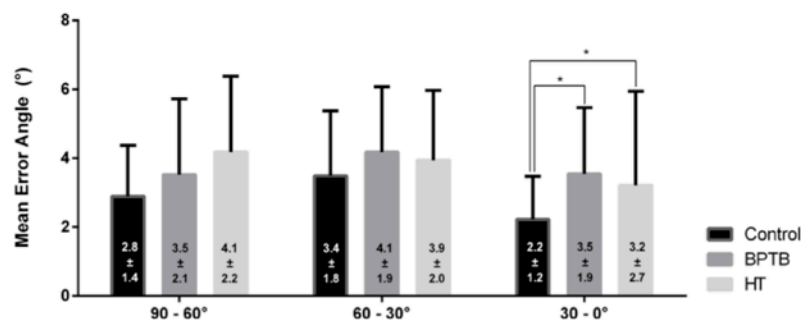


Fig 2. Joint position sense results. Comparative results for JPS between the control, HT, and BPTB groups for the three different angle ranges. Bars represent the mean \pm standard deviation (error bars). * indicates significant differences ($p < 0.05$) between the assessed variables. Abbreviations: JPS, joint-position sense; HT, hamstrings tendon; BPTB, bone-patellar tendon-bone.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658.g002>

Discussion

The aim of this study was to determine differences in knee sensorimotor control of ACLR patients operated with HT and BPTB techniques. Our results indicate that 6 to 12 months after surgery, steadiness and onset of muscle activation are similar between both operated groups and the control group. However, near full knee extension, small magnitude JPS errors can persist in operated patients independently of surgical approach. While this detriment in JPS is significant, the clinical implications of this finding remain unknown.

Joint-position sense

Both operated groups tended to present a higher JPS error than the control group near knee full extension. Previous evidence support these findings in athletic [9] and non-athletic populations [10]. Increased errors in JPS in the reconstructed groups may be explained by two theories. Firstly, an increased error in the capacity to reproduce specific joint positions may be interpreted as an alteration in the modulation of proprioceptive information by the muscle

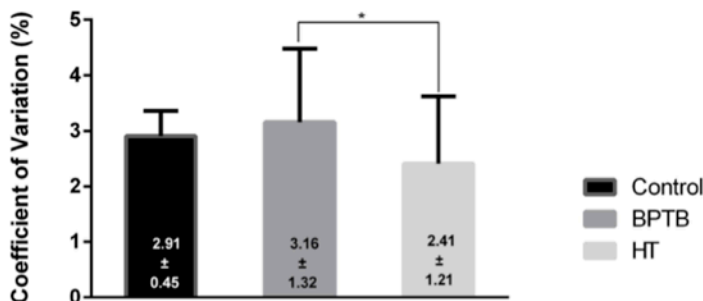


Fig 3. Isometric steadiness results. Comparative results for isometric steadiness between the control, HT, and BPTB groups. Bars represent the mean \pm standard deviation (error bars). Abbreviations: HT, hamstrings tendon; BPTB, bone-patellar tendon-bone.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658.g003>

Table 2. Onset of muscle activation for the control and operated groups.

	Vastus medialis (ms)	Vastus lateralis (ms)	Semitendinosus (ms)	Biceps femoris (ms)
Control	97.54 ± 11.11	99.68 ± 13.70	96.85 ± 8.97	101.2 ± 9.35
BPTB	91.48 ± 11.01	90.95 ± 12.17	91.44 ± 12.12	98.75 ± 11.03
HT	93.41 ± 16.19	93.90 ± 17.29	91.38 ± 12.98	94.00 ± 13.66

Onset of muscle activation for the different muscles and groups. Values are mean ± standard deviation. HT: hamstring tendon; BPTB: bone-tendon-bone.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205658.t002>

spindle [35, 37]. It has been proposed that the muscle spindle is the final common input of sensory information that the central nervous system uses as feedback for joint position [47] and sensorimotor control. That is, most of the proprioceptive information provided by joint receptors go through the same afferent pathway of the muscle spindle. The spindle contributes to muscle force control and joint position sense through a spinal circuit known as the gamma (γ) loop. This circuit is formed by γ -motoneurons that transmit excitatory/inhibitory pulses to α -motoneurons via Ia afferents, reflex loop that can be modulated by afferent information [48]. Since mechanoreceptors in the ACL provide important afferent information on the relative position and movement of the knee joint [1, 9], ACL injury and reconstruction appears to impair proprioceptive ability through disruption of the transmission and modulation of this sensory information. Abnormal neurologic output from the articular capsule, the collateral and the posterior cruciate ligaments may also contribute to this abnormal spindle modulation. Furthermore, capsuloligamentous structures seems to be more sensitive to joint position changes near knee extension [37], which may be related with our findings of altered JPS just in the 30–0° range. Therefore, the alteration of JPS in the operated subjects may indicate a reduced joint position sense ability due to disruption in muscle spindles' modulation of proprioceptive information.

Another possible explanation for the altered JPS may be related with changes in central nervous system (CNS) after injury and reconstruction. It has been demonstrated that ACL reconstruction and subsequent rehabilitation process evoke neuroplastic changes at the level motor cortex that are not normalized after treatment or return to activity [49]. Indeed, these modifications may elicit supraspinal inhibition of voluntary muscle activation [50], and/or altered neuromuscular control during functional tasks [51]. Even simple cognitive and sensorimotor tasks present higher attentional demands [52] and neurocognitive overload [51] in this kind of patients. This supports the concept that somatosensory, neuroplastic, cognitive, and visual-motor changes can occur after ACL injury and reconstruction [15]. Therefore, the JPS errors in this study may result from CNS reorganization and subsequent altered processing of sensory information, which according to our results, seems to be similar for the HT and BPTB surgical techniques. Our finding of altered JPS in the operated groups can be interpreted from a different point of view. While significant, the recorded error values for JPS were small (~3°) and fall below values established for the clinical relevance (5°) of similar techniques [53]. Furthermore, it seems that there is no substantial evidence of a strong relationship between joint position sense ability and functional performance [20]. Previous studies using H-reflexes to evaluate neuromuscular control in ACLR patients, have found that muscle spindle function is restored within the first 6 months post-surgery [28]. Further, it has been suggested an increased neuromuscular excitability (increased H-reflex amplitude) in patients receiving HT grafts [54]. Therefore, our JPS findings could be considered circumstantial. However, JPS and H-reflex evaluations when used to infer muscle spindle function are methodologically different, thus the obtained results may be interpreted differently. For instance, it can be argued that

joint repositioning includes a higher proportion of descending activation/inhibition from supraspinal centers [1, 35], in comparison to H-reflexes which are considered in essence an estimation of spinal excitability [55]. Overall, the results of this study interpreted in light of the current literature suggest that the altered JPS found in the operated patients may not have clinical implications.

Muscle tension sense: Steadiness

Force steadiness was not altered in the HT or BPTP groups in comparison to the controls. To our knowledge, this is the first study comparing this variable between patients with different ACL surgical grafts. Force fluctuation is dependent on the interaction of multiple features of motor unit behavior, which change as a function of contraction intensity [56]. Alterations in motor unit recruitment and rate coding properties or adaptations in the activation pattern of the motor unit population (e.g., motor unit synchronization and coherence) would affect force variability [57]. Impairments in force steadiness have been associated with ACL injury and ACLR [12]. Considering this, the obtained steadiness results suggest that, by 6–12 months post-surgery, both assessed patient groups (HT and BPTP) had adequately adapted neuromotor control of the knee muscles and were, therefore, able to reduce force fluctuations during isometric contractions. While the exact mechanisms of this adaptation are unknown, several hypotheses can be postulated. First, the post-operative period (i.e., 6–12 months) may have been enough for muscle contraction to recover. Although ACL injury and the degree of graft regeneration are linked to muscle weakness [16, 28], quadriceps and hamstrings strength recovers early during the rehabilitation period after ACLR [58] regardless of the degree of graft regeneration [23, 59] probably due to neuromuscular adaptations such as enhanced ligament-muscular reflex arc excitability [60]. Second, neuromuscular adaptations such as increased antagonist coactivation may increase fine muscle control and force steadiness, thus increasing muscle stiffness and joint stability [11, 12]. Moreover, lower limb training such as within the rehabilitation process, may improve force steadiness directly [61] or indirectly through increased muscle coactivation [62]. Therefore, the results of the present study suggest that commonly used rehabilitation protocols (as used with the assessed patient groups [17]) may restore force steadiness 6 to 12 months after ACL surgery, independent of the type of graft used in the surgery. Future studies may use prospective designs to clarify the effect of the rehabilitation protocols in force steadiness.

Muscle onset timing after ACLR

The patients in both operated groups presented similar muscle onset values at the moment of evaluation. In humans, long latency muscle stretch reflex responses occur within 50–200 ms following an external stimulus [63]. This protective reflex is a rapid muscle response that keeps the joint stable against perturbations that put stability at risk [64]. Deficits in sensory information could alter the latency of a reflex response, thus increasing the risk for joint instability [1]. Prior research has reported that the onset of muscle activation can be delayed in patients with joint instability [52] and ACLR [63]. For instance, a recent study found that ACL reconstructed knees present altered muscle onset timing after ankle perturbations while standing [30]. The possible cause of these differences may be related with the magnitude of the destabilization (30° of inversion, 10° plantarflexion in their study compared to 20° of inversion in this study). However, our comprehensive rehabilitation process over a large sample size make us believe that the onset of muscle activation, and the other components of sensorimotor control evaluated here, may have improved 6 to 12 months post-surgery. Previous literature supports neuroplastic changes following simple exercise, balance and resistive training, and motor task

training [49]. These interventions may enhance neurogenesis, improve cognitive function, and modify nervous system excitability [49], thus enhancing neuromuscular control after ACL reconstruction. Indeed, supraspinal reorganization may contribute to the restoration of long latency muscle stretch reflex responses [60], compensating for possible deficits in afferent information from the joint. Specific muscle strengthening [18] and sensorimotor training can also increase knee joint stability via enhanced reflex excitability and/or an earlier recruitment of motoneurons [65]. Thus, the rehabilitation process that the ACLR group of this study underwent may have partly reestablishing normal functioning of the sensorimotor system after changes produced by injury and reconstruction. This may be related with the lack of differences found between ACL reconstructed groups and the controls. However, these assumptions remain as speculations due to the cross-sectional nature of our cohort. Prospective studies are needed to shed light on the effects of ACLR rehabilitation protocols on specific components of the sensorimotor system.

Study limitations and future research

The results of this study should be interpreted considering some limitations. As mentioned before, the JPS difference found between the control and HT groups was small and the clinical importance of this change remains undetermined. Since afferent information to the muscle spindle may be influenced in part by joint position, future studies should consider more sensitive methods to assess JPS and spindle function such as the H-reflex [66]. Regarding steadiness, the measurement of this variable at different joint positions might be desirable, since knee position may have an effect on muscle force production and muscle activation [67]. In relation with the measurement of muscle onset around the knee, ankle perturbations may be considered non-specific as compared to other methods proposed in the literature [63, 68]. Furthermore, the magnitude of the perturbation might not be enough to elicit a clear response in the knee muscles [30]. However, distal perturbations in a weight bearing situation includes the proprioceptive information of the ankle, which is crucial in the assessment of lower limb sensorimotor control [35] and might be important in the modulation of muscle spindle function. Therefore, we believe that this method contributes to assessing the efferent pathways of the sensorimotor system related to knee stability [22]. Whereas our preliminary results included women's in our sample, we were unable to have similar proportions of males and females between ACLR groups. As it there is a possibility that the male response may drive the differences with no effect in females, or there can be interactions between gender and the dependent variables, we opted to exclude women from the final analysis. This means that our conclusions can only be drawn for male patients. Finally, since sensorimotor impairments after ACLR have been found at the motor cortex [16] and spine [54], future studies should assess these levels of the sensorimotor system. Measurement techniques such as functional MRI, transcranial magnetic stimulation and H-reflexes among others may be needed to explore central nervous system reorganization after ACLR.

Conclusions

ACLR individuals have an altered JPS near knee extension (30–0°) when compared to control subjects, independently of the surgical approach utilized. This suggests altered modulation and/or processing of proprioceptive information. Because JPS impairment was small in magnitude (~3° of error), and since no other altered sensorimotor components (e.g., force steadiness, muscle onset) were found, the impact of this finding on knee function is arguable. Therefore, the surgical approach used for ACLR appears to not affect the sensorimotor behavior of the knee 6 to 12 months after surgery.

Acknowledgments

The authors would like to thank Rony Silvestre for proof-reading the article.

Author Contributions

Conceptualization: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez, Francisco José Berral, Claudio Oyarzo.

Formal analysis: Iver Cristi-Sánchez, Alvaro Reyes.

Methodology: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez, Alvaro Reyes.

Project administration: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez.

Supervision: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez, Francisco José Berral, Claudio Oyarzo.

Validation: Francisco José Berral.

Visualization: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez.

Writing – original draft: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez, Patricio A. Pincheira.

Writing – review & editing: Cristóbal San Martín-Mohr, Iver Cristi-Sánchez, Patricio A. Pincheira.

References

1. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):71. PMID: 16558670
2. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):80. PMID: 16558671
3. Myers JB, Lephart SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *J Athl Train.* 2000; 35(3):351. PMID: 16558648
4. Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM. Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. *Man Ther.* 2006; 11(3):197–201. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.04.002> PMID: 16777465
5. Angoules A, Mavrogenis A, Dimitriou R, Karzis K, Drakoulakis E, Michos J, et al. Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective trial comparing hamstrings with bone–patellar tendon–bone autograft. *Knee.* 2011; 18(2):76–82. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.01.009> PMID: 20149662
6. Lee DH, Lee JH, Ahn SE, Park MJ. Effect of Time after Anterior Cruciate Ligament Tears on Proprioception and Postural Stability. *PLoS One.* 2015; 10(9):e0139038. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0139038> PMID: 26422800. Pubmed Central PMCID: 4589391.
7. Arockiaraj J, Korula R, Oommen A, Devasahayam S, Wankhar S, Velkumar S, et al. Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *Bone Joint J.* 2013; 95(2):188–91. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B2.30566> PMID: 23365027
8. Cossich V, Mallrich F, Tironelli V, de Sousa EB, Velasques B, Salles JL. Proprioceptive deficit in individuals with unilateral tearing of the anterior cruciate ligament after active evaluation of the sense of joint position. *Rev Bras Ortop.* 2014; 49(6):607–12. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2013.07.003> PMID: 26229869
9. Relph N, Herrington L. Knee joint position sense ability in elite athletes who have returned to international level play following ACL reconstruction: A cross-sectional study. *Knee.* 2016; 23(6):1029–34. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2016.09.005> PMID: 27712856
10. Relph N, Herrington L, Tyson S. The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis. *Physiotherapy.* 2014; 100(3):187–95. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.11.002> PMID: 24690442
11. Tellanidis S, Perraton L, Clark RA, Pua Y-H, Fortin K, Bryant AL. Diminished sub-maximal quadriceps force control in anterior cruciate ligament reconstructed patients is related to quadriceps and hamstring muscle dyskinesia. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014; 24(4):513–9. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.014> PMID: 24875460

12. Bryant AL, Clark RA, Pua YH. Morphology of hamstring torque-time curves following acl injury and reconstruction: mechanisms and implications. *J Orthop Res*. 2011; 29(6):907–14. <https://doi.org/10.1002/jor.21306> PMID: 21259335
13. Bryant AL, Pua Y-H, Clark RA. Morphology of knee extension torque-time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 2009; 91(6):1424–31. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01335> PMID: 19487521
14. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. *Med Sci Sports Exerc*. 2004; 36(7):1089–97. PMID: 15235310
15. Grooms DR, Page SJ, Nichols-Larsen DS, Chaudhari AM, White SE, Onate JA. Neuroplasticity associated with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2017; 47(3):180–9. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7003> PMID: 27817301
16. Nyland J, Gamble C, Franklin T, Caborn DNM. Permanent knee sensorimotor system changes following ACL injury and surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017 May; 25(5):1461–74. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4432-y> PMID: 28154888
17. Kvist J. Rehabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Injury: Current Recommendations for Sports Participation. *Sports Med*. 2004 February 15, 2004; 34:269–80. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434040-00006> PMID: 15049718
18. Crow J, Pizzari T, Buttifant D. Muscle onset can be improved by therapeutic exercise: a systematic review. *Phys Ther Sport*. 2011; 12(4):199–209. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.12.002> PMID: 22085715
19. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2000; 32(8):1472–9. PMID: 10949014
20. Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, Lephart SM, Engebretsen L, Ageberg E, et al. Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant? *Br J Sports Med*. 2012; 46(3):180–92. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.082578> PMID: 21511738
21. Barber-Westin SD, Noyes FR. Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2011; 27(12):1697–705. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.09.009> PMID: 22137326
22. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train*. 2002; 37(1):85. PMID: 16558672
23. Takeda Y, Kashiwaguchi S, Matsuura T, Higashida T, Minato A. Hamstring muscle function after tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2006; 34(2):281–8. <https://doi.org/10.1177/0363546505279574> PMID: 16210579
24. MacLeod TD, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Early regeneration determines long-term graft site morphology and function after reconstruction of the anterior cruciate ligament with semitendinosus-gracilis autograft: a case series. *Int J Sports Phys Ther*. 2013; 8(3):256–68. PMID: 23772342
25. Shimizu T, Takahashi T, Wada Y, Tanaka M, Morisawa Y, Yamamoto H. Regeneration process of mechanoreceptors in the reconstructed anterior cruciate ligament. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999; 119(7):405–9.
26. Barrack RL, Lund PJ, Munn BG, Wink C, Happel L. Evidence of reinnervation of free patellar tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 1997; 25(2):196–202. <https://doi.org/10.1177/036354659702500210> PMID: 9079173
27. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med*. 2008 Jul; 27(3):383–404, vii. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.03.004> PMID: 18503874
28. Lepley AS, Gribble PA, Thomas AC, Tevald MA, Sohn DH, Pietrosimone BG. Quadriceps neural alterations in anterior cruciate ligament reconstructed patients: A 6-month longitudinal investigation. *Scand J Med Sci Sports*. 2015 Dec; 25(6):828–39. <https://doi.org/10.1111/sms.12435> PMID: 25693627
29. Dalton EC, Pflie KR, Weniger GR, Ingersoll CD, Herman D, Hart JM. Neuromuscular changes after aerobic exercise in people with anterior cruciate ligament-reconstructed knees. *J Athl Train*; 2011.
30. Pincheira PA, Silvestre R, Armijo-Olivo S, Guzman-Venegas R. Ankle perturbation generates bilateral alteration of knee muscle onset times after unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *Peer J*. 2018; 6:e5310. <https://doi.org/10.7717/peerj.5310> PMID: 30083454
31. Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD. ACL reconstructed patients with a BPTB graft present an impaired vastus lateralis neuromuscular response during high intensity running. *J Sci Med Sport*. 2010 Nov; 13(6):573–7. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.12.001> PMID: 20227341
32. Aune AK, Holm I, Risberg MA, Jensen HK, Steen H. Four-strand hamstring tendon autograft compared with patellar tendon-bone autograft for anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized study

- with two-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2001; 29(6):722–8. <https://doi.org/10.1177/03635465010290060901> PMID: 11734484
33. Heijne A, Werner S. A 2-year follow-up of rehabilitation after ACL reconstruction using patellar tendon or hamstring tendon grafts: a prospective randomised outcome study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010; 18(6):805–13. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0961-3> PMID: 19851754
34. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985; 198:42–9.
35. Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: a critical review of methods. *J Sport Health Sci.* 2016; 5(1):80–90. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004> PMID: 30356896
36. Panics G, Tallay A, Pavlik A, Berkes I. Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br J Sports Med.* 2008; 42(6):472–6. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.046516> PMID: 18390919
37. Proske U, Gandevia SC. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev.* 2012; 92(4):1651–97. <https://doi.org/10.1152/physrev.00048.2011> PMID: 23073629
38. Beck TW, DeFreitas JM, Stock MS, Dillon MA. Effects of resistance training on force steadiness and common drive. *Muscle Nerve.* 2011; 43(2):245–50. <https://doi.org/10.1002/mus.21836> PMID: 21254090
39. Tracy BL, Enoka RM. Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *J Appl Physiol.* 2002; 92(3):1004–12. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00954.2001> PMID: 11842033
40. Seynnes O, Hue OA, Garrandes F, Colson SS, Bernard PL, Legros P, et al. Force steadiness in the lower extremities as an independent predictor of functional performance in older women. *J Aging Phys Act.* 2005; 13(4):395–408. PMID: 16301752
41. Carville SF, Perry MC, Rutherford OM, Smith ICH, Newham DJ. Steadiness of quadriceps contractions in young and older adults with and without a history of falling. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 100(5):527–33. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0245-2> PMID: 16983499
42. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development. 1999; 8(2):13–54.
43. Hopkins JT, McLoda T, McCaw S. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *Eur J Appl Physiol.* 2007; 99(4):371–8. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0356-9> PMID: 17165055
44. Han J, Anson J, Waddington G, Adams R, Liu Y. The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. *Biomed Res Int.* 2015; 2015:842804. Pubmed Central PMCID: <https://doi.org/10.1155/2015/842804> PMID: 26583139.
45. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996; 101(6):511–9. PMID: 9020824
46. Staude G, Flachenacker C, Daumer M, Wolf W. Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. *EURASIP J Appl Signal Processing.* 2001; 2001(1):67–81.
47. Needle AR, Charles BBS, Farquhar WB, Thomas SJ, Rose WC, Kaminski TW. Muscle spindle traffic in functionally unstable ankles during ligamentous stress. *J Athl Train.* 2013 Mar-Apr; 48(2):192–202. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.1.09> PMID: 23672383. Pubmed Central PMCID: 3600921.
48. Rice DA, McNair PJ, editors. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum.* 2010; Elsevier.
49. Needle AR, Lepley AS, Grooms DR. Central Nervous System Adaptation After Ligamentous Injury: a Summary of Theories, Evidence, and Clinical Interpretation. *Sports Med.* 2017 Jul; 47(7):1271–88. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0666-y> PMID: 28005191.
50. Urbach D, Awiszus F. Impaired ability of voluntary quadriceps activation bilaterally interferes with function testing after knee injuries. A twitch interpolation study. *Int J Sports Med.* 2002; 23(04):231–6.
51. Dingenen B, Janssens L, Claes S, Bellemans J, Staes FF. Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2016; 35:116–23.
52. Negahban H, Ahmadi P, Salehi R, Mehravar M, Goharpey S. Attentional demands of postural control during single leg stance in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Neurosci Lett.* 2013; 556:118–23. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.10.022> PMID: 24157849
53. Burgess P, Wei JY, Clark F, Simon J. Signaling of kinesthetic information by peripheral sensory receptors. *Annu Rev Neurosci.* 1982; 5(1):171–88.

54. Rosenthal M, Moore J, Stoneman P, DeBerardino T. Neuromuscular excitability changes in the vastus medialis following anterior cruciate ligament reconstruction. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2009; 49(1):43–51. PMID: 19280799
55. Burke D. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*. 2016; 1:9–17. <https://doi.org/10.1016/j.cnp.2016.02.003> PMID: 30214954
56. Taylor AM, Christou EA, Enoka RM. Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. *J Neurophysiol*. 2003; 90(2):1350–61. <https://doi.org/10.1152/jn.00056.2003> PMID: 12702706
57. Vila-Chã C, Hassanlouei H, Farina D, Falla D. Eccentric exercise and delayed onset muscle soreness of the quadriceps induce adjustments in agonist–antagonist activity, which are dependent on the motor task. *Exp Brain Res*. 2012; 216(3):385–95. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2942-2> PMID: 22094715
58. Harput G, Kilinc HE, Ozer H, Baltaci G, Mattacola CG. Quadriceps and Hamstring Strength Recovery During Early Neuromuscular Rehabilitation After ACL Hamstring-Tendon Autograft Reconstruction. *J Sport Rehabil*. 2015 Nov; 24(4):398–404. <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0224> PMID: 26633588
59. Janssen RP, van der Velden MJ, Pasmans HL, Sala HA. Regeneration of hamstring tendons after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013; 21(4):898–905. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2125-0> PMID: 22763570
60. Mrachacz-Kersting N, Grey MJ, Sinkjaer T. Evidence for a supraspinal contribution to the human quadriceps long-latency stretch reflex. *Exp Brain Res*. 2006; 168(4):529. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0120-0> PMID: 16240144
61. Hortobágyi T, Tunnel D, Moody J, Beam S, DeVita P. Low-or high-intensity strength training partially restores impaired quadriceps force accuracy and steadiness in aged adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001; 56(1):B38–B47. PMID: 11193224
62. Shultz R, Silder A, Malone M, Braun HJ, Dragoo JL. Unstable surface improves quadriceps: hamstring co-contraction for anterior cruciate ligament injury prevention strategies. *Sports Health*. 2015; 7(2):166–71. <https://doi.org/10.1177/1941738114565088> PMID: 25984263
63. Madhavan S, Shields RK. Neuromuscular responses in individuals with anterior cruciate ligament repair. *Clin Neurophysiol*. 2011; 122(5):997–1004. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.09.002> PMID: 20884289
64. Solomonow M. Sensory–motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006; 16(6):549–67. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.004> PMID: 17045488
65. Gruber M, Bruhn S, Gollhofer A. Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensorimotor training. *Int J Sports Med*. 2006; 27(08):636–41.
66. Hwang I-S, Lin Y-C, Ho K-Y. Modulation of Soleus H-Reflex Amplitude and Variance during Pretibial Contraction Effects of Joint Position and Effort Level. *Int J Neurosci*. 2002; 112(6):623–38. PMID: 12325309
67. Krishnan C, Allen EJ, Williams GN. Effect of knee position on quadriceps muscle force steadiness and activation strategies. *Muscle Nerve*. 2011; 43(4):563–73. <https://doi.org/10.1002/mus.21981> PMID: 21404288
68. Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, Fergusson CM, Dodd CA. Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res*. 1994; 12(2):219–28. <https://doi.org/10.1002/jor.1100120211> PMID: 8164095

Publicación 3. Martín-Mohr CS, Valladares A, Cristi I, Berral FJ, Oyarzo C, Lira F. Differences in knee sensorimotor control by physical activity level and sex. *Acta Ortop Bras.* 2019; 27(1):20-6.

ISSN: 1413-7852. JOURNAL CITATION REPORTS. JCR Science Edition. ISI Web Knowledge. Category: ORTHOPEDICS. Factor de Impacto en 2017: 0,546. Rank in Multidisciplinary Sciences Journals (año 2017): 73 de 77. 3° Tercil- 4° Cuartil

DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/1413-785220192701174327>

ORIGINAL ARTICLE

DIFFERENCES IN KNEE SENSORIMOTOR CONTROL BY PHYSICAL ACTIVITY LEVEL AND SEX

DIFERENÇAS NO CONTROLE SENSORIMOTOR DO JOELHO POR NÍVEL ATIVIDADE FÍSICA E SEXO

CRISTÓBAL SAN MARTÍN-MOHR^{1,2}, ANDRÉS VALLADARES^{2,3}, IVER CRISTI⁴, FRANCISCO JOSÉ BERRAL⁵, CLAUDIO OYARZO^{2,6}, FERNANDO LIRA⁴

1. Carrera de Kinesiología, Departamento Ciencias de la salud, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile.

2. Clínica MEDS, Santiago, Chile.

3. Universidad Finis Terrae, Santiago, Chile.

4. Escuela de Kinesiología, Facultad de Ciencias, Universidad Mayor, Chile

5. Universidad Pablo de Olavide ES-41013 Sevilla, Spain.

6. Universidad de los Andes, Santiago, Chile.

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to compare the differences in knee sensorimotor control between healthy men and women by measuring the joint position sense (JPS), sensation of muscle tension (steadiness), and onset of muscle activation (OMA). **Methods:** Twenty-four healthy women and 27 healthy men were tested. Knee sensorimotor control was assessed using the JPS test with electrogoniometers in 3 different ranges of motion, sensation of muscle tension using the isometric steadiness technique, and OMA against a mechanical perturbation. Each assessment was compared by sex, physical activity level, and right or left lower limb. **Results:** The men obtained better values in the JPS test between 90° and 60° and between 30° and 0° than the women. The subjects with higher levels of physical activity also showed better values, between 90° and 60° and between 30° and 0°. The best results for steadiness were found in the women and the subjects with higher levels of physical activity. In the OMA test, no significant differences were found in the studied variables. **Conclusion:** The results suggest that higher levels of physical activity may determine better sensorimotor control. Men have better articular sensation, and women have better muscle strength control. **Level of evidence III, Cross sectional study.**

Keywords: Knee. Physical Activity. Proprioception.

RESUMO

Objetivo: O objetivo desse estudo foi comparar as diferenças no controle sensorio-motor de joelho entre mulheres e homens saudáveis medindo o sensação da posição articular (SPA), Coeficiente de variações da força (Steadiness) e início ou ativação muscular (IAM). **Métodos:** Foi avaliado 24 mulheres saudáveis e 27 homens saudáveis, realizando avaliações de SPA, o Sensação de tensão muscular (Steadiness) e o IAM, comparadas segundo sexo, nível de atividade física e extremidades inferiores direita ou esquerda. **Resultados:** SPA: Os homens obtiveram melhores valores nessa prova entre 90-60° ($p=0,0127$) e em 30-0° ($p=0,0017$) ao comparado com as mulheres. as pessoas com maior nível de atividade física também se encontram melhores resultados entre 90-60° ($p=0,0328$) e 30-0° ($p=0,0173$). **STEADINESS:** Os melhores resultados foram para as mulheres em ambas extremidades (direita $p=0,0002$ e esquerda $p=0,0009$) e pessoas com maior nível de atividade física (direita $p=0,0065$ e esquerda $p=0,0173$). Para IAM não foi encontrado diferenças significativas nas variáveis estudadas. **Conclusão:** Os resultados sugerem que tanto maior nível de atividade física puderam determinar maior resultado no controle sensorio-motor. Os homens tiveram maior sensação articular e as mulheres maior controle steadiness. **Nível de evidência III, Estudo transversal.**

Descritores: Joelho. Atividade física. Propriocepção.

Citation: Martín-Mohr CS, Valladares A, Cristi I, Berral FJ, Oyarzo C, Lira F. Differences in knee sensorimotor control by physical activity level and sex. *Acta Ortop Bras.* [online]. 2019;27(1):20-6. Available from URL: <http://www.scielo.br/aob>.

INTRODUCTION

The sensorimotor system (SSM) is responsible for transporting and integrating the sensory and motor information, central integration and processing of all components involved in maintaining articular homeostasis during body movements.¹ This means that the SSM provides functional joint stability throughout human movements and an inadequate functioning of this system can predispose

to articular injuries.² Recent studies have shown that there are difference when evaluating the SSM between sex.³ Moreover, SSM differences have been found between at different levels of activity.⁴ Therefore, studies assessing the difference between gender and activity level are needed.

The main purpose of this study was to compare the differences in knee sensorimotor control combining measures of joint position

All authors declare no potential conflict of interest related to this article.

Study was conducted at the Clínica MEDS, Santiago Chile.

Correspondence: Cristóbal San Martín-Mohr. Isabel La Católica 3740, Las Condes. Santiago, Chile. cristobalsanmartin@hotmail.com

Article received in 01/11/2017, approved in 10/04/2018.



sense (JPS), steadiness and onset of muscle activation, relating them to level of physical activity, gender and differences between the two extremities.

MATERIALS AND METHOD

Subjects

The sample is composed of 51 voluntary healthy subjects; 27 men ($24,27 \pm 3,28$ years; $1,76 \pm 0,06$ m; $75,91 \pm 8,54$ Kg) and 24 women ($24,67 \pm 3,53$ years; $1,64 \pm 0,06$ m; $58,71 \pm 8,73$ Kg), with a level of physical activity with a score of 2 to 8 on the Tegner's scale.⁵ Each one of the participants signed an informed consent previous to the assessments that were performed. This study was approved by the bioethics committee of the Pontificia Universidad Católica de Chile (Protocol number 14-146).

Outcomes Measurement

JPS Test

The aim of this test was to evaluate JPS, the ability of subjects to actively replicate a previously determined joint position. A uniaxial electrogoniometer (Kinectecnic Ltda, Santiago, Chile) for the measurement of the knee articular angle in 3 ranges of motion was used: $90^\circ - 60^\circ$, $60^\circ - 30^\circ$ y $30^\circ - 0^\circ$ (Figure 1A). The subject was in sitting position with their knees initially in 90° of flexion. In each repetition the difference between the angle reached by the subject and the target angle is calculated by averaging the difference of 10 repetitions for each angle and extremity. For signal processing, the Igor Pro 6.0 (WaveMetrics Inc, Lake Oswego, USA) program was used.

Steadiness. Sensation of muscle tension

The purpose of this assessment was to evaluate the ability of subjects to maintain a constant force at 15% of maximum voluntary isometric contraction, which reflects fine muscle control.⁶ First, the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) was assessed. The patient was sitting with a knee flexion angle of approximately 90° anchoring to the distal end of the leg a load cell where the subjects were asked to perform a maximum isometric voluntary contraction of the extensor muscles of the knee. This was measured using an S beam load cell (Interface, Arizona, USA). The signal was captured using a Trigno Wireless System (Delsys, Boston, USA) with a sampling frequency of 2000 Hz.

Knee isometric steadiness was evaluated with the same setup as the MVIC assessment. Each subject was asked to exert knee extensor force to reach a specific target, a trapezoidal figure which represented the 15% of their MVIC (Figure 1B). Subjects were asked to reproduce this paradigm that lasted 20 seconds. To quantify fine muscular control, the coefficient of variation was calculated between the paradigm displayed on the screen and the exerted force of the the subject

Onset of Muscle Activation

The onset of muscle activation in the knee muscles was estimated utilizing surface electromyography, a method that was previously used in other studies.⁷ EMG bipolar sensors (Delsys, Boston, USA) were positioned on the vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, and biceps femoris muscles of each subject according to SENIAM recommendations.⁸ The subjects were ask to stand over two destabilizing platforms (Figure 1C). A sudden fall of the platforms causes 20° of inversion at the ankle in a weight-bearing condition. The drop of the platforms was captured with a triaxial accelerometer, which was synchronized with sEMG signals. Both signals were sampled at 2000 hz. Activation latency for each muscle was calculated as delta time between the onset of acceleration during perturbation and onset of muscle activation.



Figure 1. (A) Shows the joint position sense test with the uniaxial electrogoniometer. (B) Shows the steadiness test with the load cell and the paradigm to 15% of the MVIC. (C) Shows the knee muscle onset test with the position of the sEMG sensors and the platform.

Each one of the assessments was performed on both extremities in all subjects.

In order to make comparisons, subjects were divided into different groups depending on their individual characteristics (Table 1). In all assessments, each of the data obtained between the different groups was compared.

Statistical analysis

To evaluate the normal distribution of the data the Shapiro-Wilk test was used. The difference mean test was used in the case of data with normal distribution and the signed rank Wilcoxon test otherwise. A statistically significant result was considered when the p value was less than or equal to 0.05. STATA 9.1 software was used for the statistical analysis. For the different measured tests (JPS, Steadiness and onset of muscle activation) gender differences, differences between groups with different levels of physical activity, differences between the dominant and non-dominant limb, and differences between right versus left limb of the same subject were compared.

RESULTS

JPS Test

A significant difference was found between men and women in the knee JPS test at 90°-60° ($p=0,0127$) and at 30°-0° ($p=0,0034$) when comparing the right extremities of both genders (Figure 2 A). When comparing left extremities a significant difference was found in the range of 60°-90° ($p=0,0034$) (Figure 2 B). In both comparisons men had better results.

The group with higher level of physical activity had significantly better values in at 90°-60° ($p=0,0328$) in the right limb and 30°-0° ($p=0,0173$) in the left limb compared with the group that performed a lower level of physical activity (Figure 2 C and 2 D). No significant differences were found when comparing the dominant limb with the non dominant limb, however the results showed that the left limb showed better results in JPS at 60°-30° ($p = 0.0048$) (Figure 2 E). (Table 2 A, B)

Steadiness

Women had significant better values compared to men in the right ($p=0,0002$) and left limb ($p=0,0009$), (Figure 3 A). The group with higher level of physical activity had significant better values in right steadiness ($p=0,0065$) and left ($p=0,0173$) compared to the group that performed a lower level of physical activity (Figure 3 B). (Table 3 A, B)

Onset of Muscle Activation

The left limb showed better results in the timing of muscle onset for vastus medialis ($p = 0.0466$) when compared with the right leg. (Figure 4 E). (Table 4 A, B)

Table 1. Mean \pm (standard deviation) of demographic data for subjects who complete the 3 evaluations.

Variable	Groups	
Gender	Men (n=27)	Women (n=24)
Level of physical activity Tegner's scale	More than 5 (n=28)	Less or equal to 5 (n=23)
Age	Older than 25 years (n=18)	Younger or equal to 25 years (n=33)
Dominance	Dominant limb (n=51)	Non dominant limb (n=51)
Extremity	Right (n = 51)	Left (n=51)

Information of each group in which subjects were divided to make comparisons of each evaluation.
n = number of subjects per category.

DISCUSSION

JPS Test

Previous studies have demonstrated significant differences between men and women when comparing knee proprioception.^{3,9} In these studies women present reduce proprioception ability, which is consistent with the data obtained in our study where worse values in joint repositioning are shown in the female population in the most extreme measurement ranges (90°-60° y 30°-0°). A possible explanation for this is that women have greater articular laxity, so capsuloligamentous receptors would need a greater stimulus to trigger a response equal to that of men.¹ Men also have a higher proportion of muscle mass, which could provide them with more quantity of musculotendinous proprioceptive receptors.

Subjects with a lower level of physical activity also presented worse values in knee JPS. Some studies in professional footballers⁴ and in elite tennis players¹⁰ agree with our data and confirm that physical activity level is also a factor that can influence the proprioceptive assessment performance. Moreover, higher proprioception ability have been found in competitive athletes.¹¹ Therefore, it is possible to hypothesized that training enhance the proprioception ability.

In this study no significant differences were found between the dominant and non-dominant limb. However, when comparing the left and right limb (i.e.: without considering dominance) we found better values in the joint repositioning test in the left side. This is consistent with the results published by Daniel J. Goble¹², which indicates a close relationship between the left side of the body and the right hemisphere of the brain. Moreover, Natio et al. used a regional map with neuroimaging of the brain's response while applying vibrations to tendons and found that the proprioceptive signals from the proprioceptive receptors generated more information to the right hemisphere of the brain, so the left side of the body should have better proprioceptive values.^{13,14} Therefore, it seems that the left lower limb have better proprioceptive performance.

Steadiness

The results of the present study also show better steadiness values in the group of women as compared to men, as the study of Brown et al.¹⁵ According to this study, the main difference in steadiness is attributable to the absolute muscle strength, which is higher in men compare to women. Regarding to the physical activity level, results show that subjects with a higher level of physical activity present better isometric steadiness than sedentary subjects. Different studies have shown that strength training improves isometric steadiness due to sensorimotor control improvements, which would explain the better result in trained subjects.^{16,17} Moreover, this assessment has be related to a greater risk of injury, as seen in various publications that patients with anterior cruciate ligament reconstruction.¹⁸ Therefore, this assessment provides an insight in muscle function and may be use in other clinical settings.

Onset of Muscle Activation

No significant differences were found in most of the onset of muscle activation. Nevertheless, other studies have found that healthy people that have greater anterior knee laxity present an increase in timing of muscle onset of biceps femoris.¹⁹ If there is an increased time of muscle onset, it can compromise joint stability, being similar to what happens when there is a ligament injury and damage to receptors that send the afferent signal, and the signal initiating this reflex may be compromised.

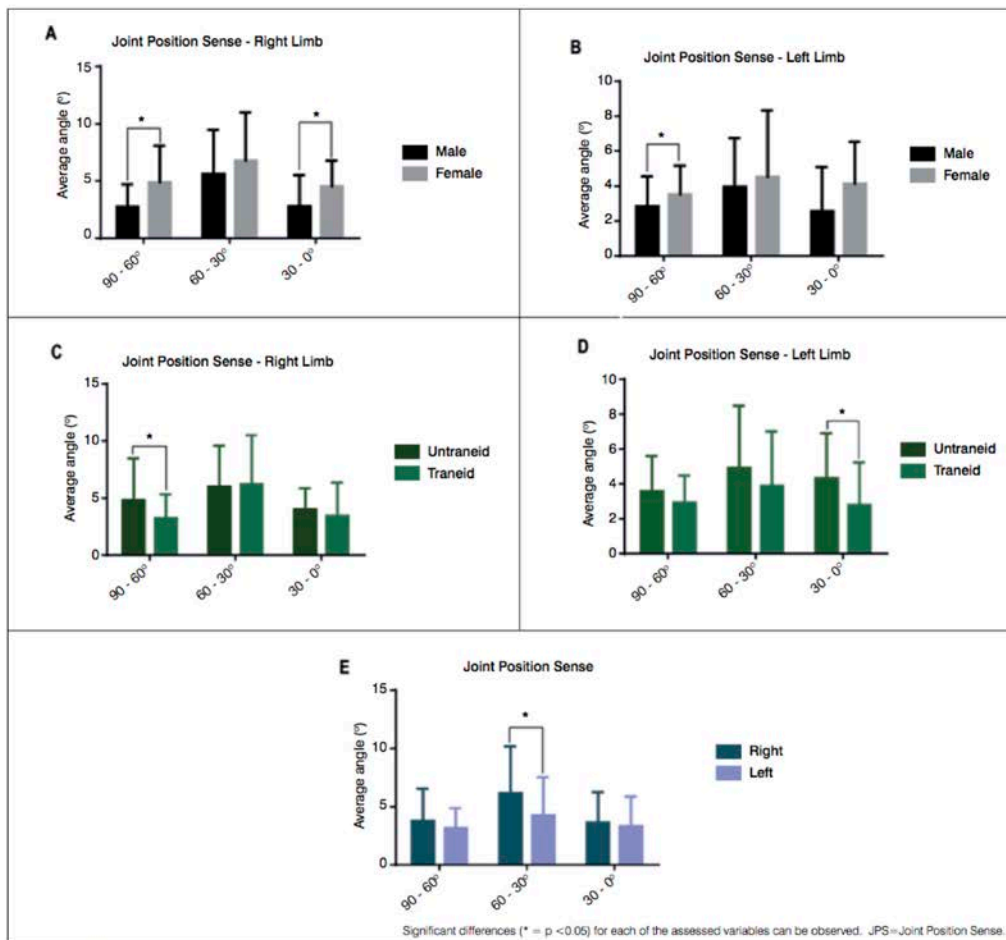


Figure 2. Results for joint position senses (JPS) for the comparisons between male - female, trained - untrained and right limb -left limb. All data shown as median and standard deviation. (A) It shows JPS in degrees for the right limb for males and females. (B) It shows JPS in degrees for the left limb for males and females. (C) It shows JPS in degrees for the right limb for trained and untrained. (D) It shows JPS in degrees for the left limb for trained and untrained. (E) It shows JPS in degrees for the left and right limb.

Table 2 A. Means Angles Values for Joint Position Sense by gender, physical activity or both limbs.

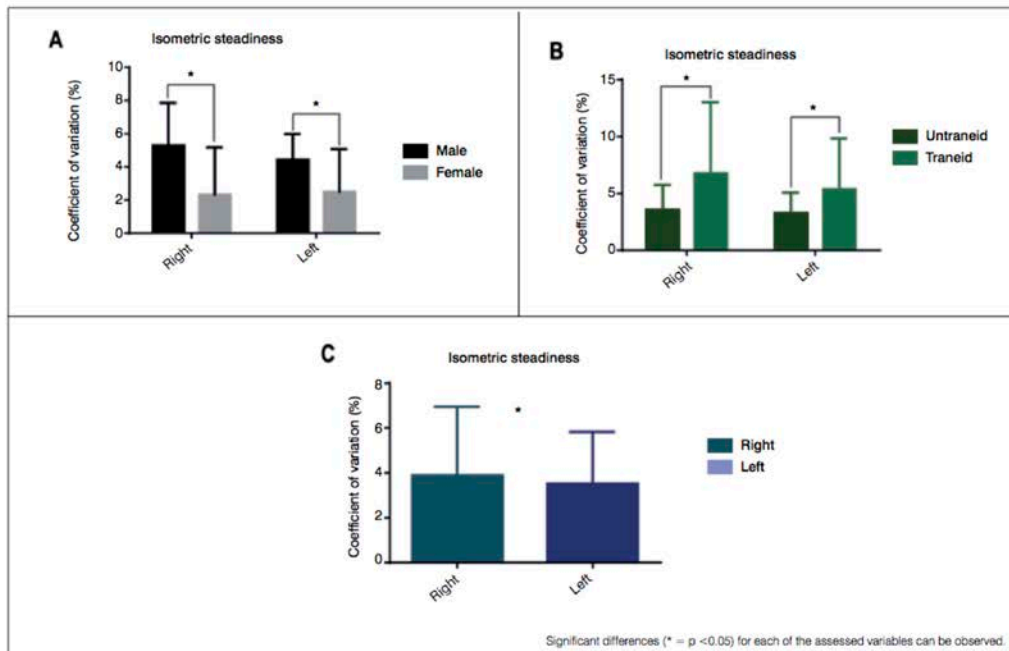
Variable	Indicator	Limb	Mean 90°-60°	SD	Mean 60°-30°	SD	Mean 30°-0°	SD
Gender	Male	Right	2,75	1,95	5,59	3,87	2,79	2,71
		Left	2,82	1,73	3,96	2,79	2,56	2,53
	Female	Right	4,88	3,18	6,78	4,20	4,52	2,25
		Left	3,51	1,65	4,52	3,80	4,13	2,40
Level of physical activity	Tegner > 5	Right	3,24	2,07	6,24	4,27	3,42	2,94
		Left	2,93	1,53	3,88	3,13	4,92	3,55
	Tegner ≤ 5	Right	4,77	3,71	5,97	3,62	3,97	1,89
		Left	3,57	2,01	4,92	3,55	4,31	2,59
Limb	Right		3,75	2,79	6,15	4,03	3,60	2,63
	Left		3,14	1,71	4,22	3,28	3,30	2,57

Values expressed in degrees. Abbreviations: SD: Standard Deviation.

Table 2 B. Comparison of Means Angles Values for Joint Position Sense between gender, physical activity or both limbs.

Evaluation	Limb	Range	MD	ES	P. Value
Differences between gender (Female – Male)	Right	90° - 60°	2,12	1,95	0,0127 *
		60° - 30°	1,18	1,13	0,3358
		30° - 0°	1,73	0,70	0,0017 *
	Left	90° - 60°	0,68	0,47	0,1311
		60° - 30°	0,56	0,92	0,8949
		30° - 0°	1,57	0,69	0,0034 *
Differences between Level of physical activity (Lower – Higher)	Right	90° - 60°	1,52	0,80	0,0328 *
		60° - 30°	- 0,27	1,20	0,4109
		30° - 0°	0,54	0,78	0,2450
	Left	90° - 60°	0,64	0,50	0,1062
		60° - 30°	1,03	0,97	1,0374
		30° - 0°	1,51	0,74	0,0229 *
Differences between Both Limbs (right – left)		90° - 60°	0,60	0,45	0,0941
		60° - 30°	1,92	0,72	0,0048 *
		30° - 0°	0,30	0,51	0,2531

* P < 0,05. Abbreviations: MD= Mean Difference, ES= Error Standard.

**Figure 3.** Results for isometric steadiness for the comparisons between male - female, trained - untrained and right limb -left limb. All data shown as median and standard deviation. (A) It shows the coefficient of variation for the isometric steadiness for males and females. (B) It shows the coefficient of variation for the isometric steadiness for trained and untrained. (C) It shows the coefficient of variation for the isometric steadiness for right limb and left limb.**Table 3 A.** Mean Percentages for Values Steadiness by gender, physical activity or limb evaluated.

Variable	Indicator	Right Limb Mean	SD	Left Limb Mean	SD
Gender	Male	5,28	2,57	4,44	1,55
	Female	2,32	2,86	2,49	2,58
Level of physical activity	Tegner > 5	3,50	2,24	3,28	1,79
	Tegner ≤ 5	6,71	6,23	5,38	4,45
Limb		3,88	3,07	3,52	2,30

Values expressed in percentage. Abbreviations: SD: Standard Deviation.

Table 3 B. Comparison of Mean Percentage for Values Steadiness by differences between gender, physical activity or both limbs.

Evaluation	Limb	MD	ES	P. Value
Gender (Female – Male)	Right	- 2,90	0,70	0,0002*
	Left	- 1,90	0,50	0,0009*
Level of physical activity (Lower – Higher)	Right	3,20	1,20	0,0065*
	Left	2,00	0,90	0,0173*
Limb (right – left)		0,30	0,50	0,2531

* P < 0,05. Abbreviations: MD= Mean Difference, ES= Error Standard.

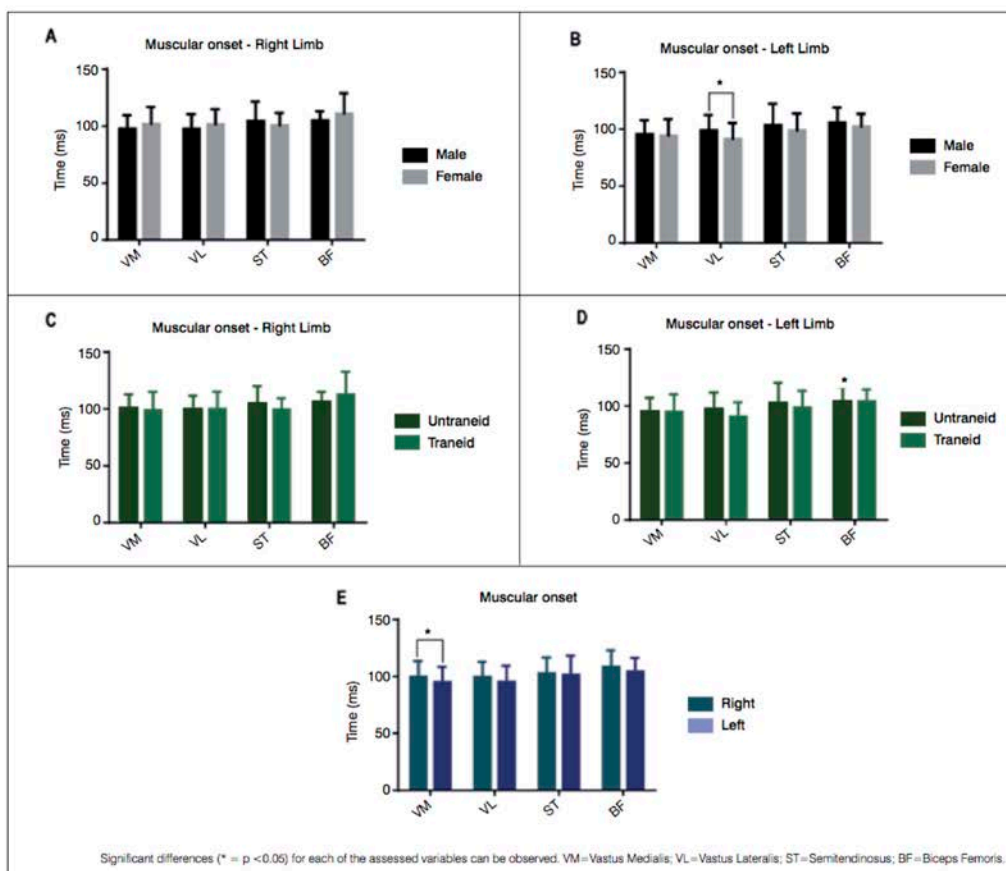


Figure 4. Results for muscular onset for the comparisons between male - female, trained - untrained and right limb -left limb. All data shown as median and standard deviation. (A) It shows time of muscular onset for the right limb, for males and female. (B) It shows time of muscular onset for the left limb, for males and females. (C) It shows time of muscular onset for the right limb, for trained and untrained. (D) It shows time of muscular onset for the left limb, for trained and untrained. (E) It shows time of muscular onset for the right limb and left limb.

Table 4 A. Mean Values for time of Muscle Onset by gender, physical activity and both limbs.

Variable	Indicator	Limb	MV Mean	SD	LV Mean	SD	ST Mean	SD	FB Mean	SD
Sex	Male	Right	97,57	12,01	97,42	13,19	104,74	16,83	105,07	8,12
		Left	95,61	12,31	98,94	13,57	103,87	18,49	105,85	13,25
	Female	Right	102,0	15,07	101,72	13,12	100,64	10,89	111,12	17,81
		Left	94,38	14,61	91,42	14,00	98,98	14,95	102,25	11,31
Level of physical activity	Tegner > 5	Right	100,45	12,32	99,43	12,20	104,32	15,85	105,83	9,29
		Left	94,91	12,51	97,45	14,64	102,87	17,78	103,87	13,44
	Tegner ≤ 5	Right	98,76	16,26	99,95	15,23	99,53	9,87	112,73	20,07
		Left	95,06	15,32	90,83	12,54	98,63	14,90	104,23	10,46
Limb	Left	Right	99,85	13,69	99,62	13,18	102,69	14,16	108,48	14,57
		Left	94,97	13,42	95,09	14,15	101,42	16,80	104,00	12,28

Values expressed in milliseconds. Abbreviations: SD= Standard Deviation. MV= Medial Vastus. LV= Lateral Vastus. ST= Semitendinosus. FB= Femoral Biceps.

Table 4 B. Comparison between Mean for time of Muscle Onset by differences between gender, physical activity and both limbs.

Evaluation	Limb	Muscle	MD	ES	P. Value
Gender (Female – Male)	Right	MV	4,46	4,07	0,2858
		LV	4,29	3,92	0,2287
		ST	- 4,10	4,27	0,6555
		BF	6,04	4,66	0,3012
	Left	MV	- 1,23	4,09	0,7421
		LV	- 7,51	4,11	0,0357 *
		ST	- 4,89	5,07	0,4595
		BF	- 3,60	3,75	0,6269
Level of physical activity (Lower - higher)	Right	MV	- 1,68	4,30	0,3487
		LV	0,52	4,15	0,4504
		ST	- 4,79	4,49	0,1464
		BF	6,90	4,72	0,0763
	Left	MV	0,15	4,25	0,4860
		LV	- 6,62	4,34	0,0675
		ST	- 4,23	5,36	0,2175
		BF	0,36	3,92	0,4631
Limb (right – left)		MV	4,88	2,87	0,0466 *
		LV	4,52	2,88	0,0602
		ST	1,26	3,31	0,3516
		BF	4,47	2,96	0,0677

* P < 0,05. Abbreviations: MD= Mean Difference. ES= Error Standard. MV= Medial Vastus. LV= Lateral Vastus. ST= Semitendinosus. BF= Femoral Biceps.

CONCLUSION

Men presented better JPS and steadiness than women, which may be attributable to a higher laxity of women and higher muscle strength

of men, respectively. Subjects with higher training showed better JPS and steadiness values. This is consistent with the literature, where training results in sensorimotor adaptation.

AUTHORS' CONTRIBUTIONS: All authors contributed individually and significantly to the development of this article. CSM (0000-0001-9913-3310)*: wrote and reviewed the manuscript, contributed to the intellectual conceptualization of the study and the entire research project. AV: wrote and reviewed the manuscript. IC (0000-0003-3831-6513)*: performed measurements for the assessments and outcome assessment analysis. FJB (0000-0003-3552-8262)*: contributed to the intellectual conceptualization of the study and reviewed the manuscript. CO (0000-0001-7240-1928)*: performed the statistical analysis and reviewed the manuscript. FL (0000-0001-9255-2555)*: performed measurements for the assessments and wrote the manuscript. *ORCID (Open Researcher and Contributor ID).

REFERENCES

- Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002;37(1):71.
- Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM. Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. *Man Ther.* 2006;11(3):197-201.
- Nagai T, Sell TC, Abt JP, Lephart SM. Reliability, precision, and gender differences in knee internal/external rotation proprioception measurements. *Phys Ther Sport.* 2012;13(4):233-237.
- Mualdi Q, Nicholson L, Refshauge K. Do elite athletes exhibit enhanced proprioceptive acuity, range and strength of knee rotation compared with non-athletes? *Scand J Med Sci Sports.* 2009;19(1):103-112.
- Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;198:42-49.
- Tracy BL, Enoka RM. Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *J. Appl. Physiol.* 2002;92(3):1004-1012.
- Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train.* 2002;37(1):65.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development. 1999;8(2):13-54.
- Karkousha RN. Sex differences of knee joint repositioning accuracy in healthy adolescents. *Bull Fac Phys Ther.* 2016;21(1):56.
- Lin C-H, Lien Y-H, Wang S-F, Tsao J-Y. Hip and knee proprioception in elite, amateur, and novice tennis players. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85(3):216-221.
- Han J, Waddington G, Anson J, Adams R. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. *J Sci Med Sport.* 2015;18(1):77-81.
- Goble DJ, Brown SH. Upper limb asymmetries in the matching of proprioceptive versus visual targets. *J Neurophysiol.* 2008;99(6):3063-3074.
- Naito E, Nakashima T, Kito T, Aramaki Y, Okada T, Sadato N. Human limb-specific and non-limb-specific brain representations during kinesthetic illusory movements of the upper and lower extremities. *Eur J Neurosci.* 2007;25(11):3476-3487.
- Naito E, Roland PE, Grefkes C, et al. Dominance of the right hemisphere and role of area 2 in human kinesthesia. *J Neurophysiol.* 2005;93(2):1020-1034.
- Brown RE, Edwards DL, Jakobi JM. Sex differences in force steadiness in three positions of the forearm. *Eur J Appl Physiol.* 2010;110(6):1251-1257.
- Bilodeau M, Keen DA, Sweeney PJ, Shields RW, Enoka RM. Strength training can improve steadiness in persons with essential tremor. *Muscle Nerve.* 2000;23(5):771-778.
- Keen DA, Yue GH, Enoka RM. Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *J Appl Physiol.* (1985). 1994;77(6):2648-2658.
- Tellanidis S, Perraton L, Clark RA, Pua Y-H, Fortin K, Bryant AL. Diminished sub-maximal quadriceps force control in anterior cruciate ligament reconstructed patients is related to quadriceps and hamstring muscle dyskinesia. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24(4):513-519.
- Shultz SJ, Garcia CR, Perrin DH. Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(4):475-483.

b) Capítulo de libro

San Martín-Mohr C. Reintegro deportivo y Evaluaciones de alta médica en pacientes con lesiones de extremidad inferior. En: Dal Bello F, editor, Rehabilitación deportiva basada en el trabajo multidisciplinar. Santiago, Ediciones Universidad Santo Tomás, RIL editores; 2018. pp 259-275. **ISBN: 9789560105370**



REINTEGRO DEPORTIVO Y EVALUACIONES DE ALTA MÉDICA EN PACIENTES CON LESIONES DE EXTREMIDAD INFERIOR

Cristóbal San Martín, MSc

Kinesiólogo Clínica Meds, docente Carrera Kinesiología Pontificia Universidad Católica de Chile y docente del Magíster en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Universidad Santo Tomás, Sedes Santiago y Puerto Montt.

Durante los últimos años, la industria del deporte ha tenido un fuerte desarrollo a nivel profesional y amateur. Esto implica que cada una de las áreas del deporte se preocupe de todos los detalles con el fin de favorecer un adecuado rendimiento deportivo. El área de salud ha presentado un creciente aumento en trabajos preventivos, en nuevas metodologías de rehabilitación dentro de las que destaca un seguimiento continuo del paciente hasta el alta médica, incorporando planes de reintegro deportivo en el mismo campo, siendo supervisado por profesionales con formación en esta área.

Para poder diseñar un programa de reintegro deportivo, se recomienda que el profesional de salud considere los siguientes aspectos:

- Fisiopatología y tiempos de reparación de tejidos.
- Factores de riesgos intrínsecos y extrínsecos.
- Conocer el deporte, contemplando las demandas físicas de cada gesto, la correcta ejecución de cada gesto, superficie y terreno, vestimenta y accesorios propios de cada deporte.
- Conocer las progresiones funcionales más adecuadas relacionando la patología con las demandas deportivas.
- Conocer métodos de evaluación y criterios de alta médica.

En el tratamiento de lesiones en deportistas, es fundamental planificar la rehabilitación considerando desde el primer día un programa terapéutico basado en progresiones funcionales específicas para la lesión y el deporte que realiza el paciente. Una progresión funcional es una sucesión de actividades que aumentan su exigencia de forma gradual, estimulando las habilidades motoras y capacidades deportivas.

Se debe comenzar planteando objetivos a corto, mediano y largo plazo. Para esto se recomienda empezar desglosando las actividades deportivas en acciones más simples, trabajando en base a metas específicas. Se sugiere considerar los siguientes aspectos para desarrollar progresiones funcionales que permitan ir mejorando de forma gradual las habilidades del deportista, sin poner en riesgo su salud.

- Planos de movimientos: partir con movimientos aislados en el plano sagital, luego incorporar gestos aislados en el plano frontal para finalmente involucrar movimientos en el plano transversal y crear circuitos que combinen todos los planos.
- Velocidad: iniciar todos los movimientos a velocidades bajas, aprovechando de reeducar la correcta ejecución de los gestos y progresar aumentando de forma paulatina la velocidad de los gestos.
- Complejidad: comenzar con movimientos simples, sin implementos y luego aumentar la dificultad de los ejercicios adicionando implementos deportivos. También se sugiere iniciar el reintegro con trabajos individuales y luego incorporar de forma progresiva a más deportistas en las progresiones. Es decir, primero el paciente puede trotar con un balón, en una segunda etapa puede trabajar dándose pases con un compañero y pueden terminar incluyendo a un tercer sujeto que intente quitar la pelota mientras se dan los pases.
- Se recomienda empezar con rutinas en que el deportista conozca todos los movimientos que debe hacer en su circuito. Luego se recomienda indicar aspectos generales del circuito y agregar ejercicios sorpresivos en que el deportista deba pensar en ese momento qué es lo que debe hacer.

En las progresiones, no se debe evaluar solamente el comportamiento físico del paciente, sino que también el aspecto psicológico, considerando la confianza que tiene el paciente para ir progresando a actividades con mayores demandas.

Los aspectos señalados en los párrafos anteriores son solo sugerencias y deben ser evaluados antes de aplicarlos dependiendo de la condición de cada paciente.

Para poder reintegrar al paciente de forma adecuada a sus actividades deportivas con el menor riesgo de volver a lesionarse, es necesario realizar un adecuado tratamiento de rehabilitación, preocupándose de que el paciente cumpla con una condición que minimice el riesgo de recidiva. Para poder cumplir con este objetivo, antes de dar de alta al paciente es necesario confirmar que la extremidad inferior se encuentra en óptimas condiciones para ser sometida a grandes cargas y rangos de movimientos durante actividades funcionales.

Para tener un mayor respaldo de la decisión de alta médica en pacientes que se encuentran retornando a sus actividades después de una lesión, se recomienda realizar alguna de las siguientes evaluaciones:

A. EVALUACIÓN CLÍNICA

Se recomienda que el paciente tenga rango completo, no presente dolor o signología inflamatoria posterior a la práctica deportiva, ni sensación funcional de inestabilidad en sus actividades de la vida diaria y deportivas.

Independiente de los parámetros que tenga el paciente en distintos test, es importante considerar los plazos fisiológicos de reparación de los tejidos para poder reintegrar a aquella persona de forma normal a sus actividades deportivas, con el menor riesgo de recidiva.

Si el paciente se quiere reincorporar a actividades deportivas que son de alto riesgo para una lesión determinada, se recomienda que previo a la fecha de alta, haya realizado de forma constante al menos 3 semanas (dependiendo de la lesión) de ejercicios de

reintegro deportivo en cancha para irse adaptando de forma progresiva a los gestos deportivos y altas demandas físicas que implica la práctica de estos deportes.

B. MEDICIÓN DE FUERZA MÁXIMA MUSCULAR UTILIZANDO ISOCINÉTICA

Una técnica comúnmente usada para individualizar la evaluación es expresar el torque o fuerza, relativo al peso corporal (Nm/kg). Habitualmente se señala que el *peak* de torque expresado en Nm debería ser un tercio del peso corporal expresado en kg, es decir, si la persona pesa 70 kg debería obtener un *peak* de torque de al menos 210 Nm. Esto permite que se puedan realizar comparaciones entre sujetos a pesar de tener marcadas diferencias de peso corporal.

La diferencia de fuerza muscular entre hombres y mujeres disminuye cuando se expresa relativa al peso corporal, y se reducen aún más cuando son expresadas de acuerdo a la masa magra corporal.

Para analizar los datos sobre la simetría que existe en ambas extremidades, es necesario tener en cuenta el tipo y el nivel deportivo del evaluado. Por ejemplo, atletas que realizan deportes de gestos asimétricos de extremidad superior (lanzamientos) pueden tener el grupo muscular del lado dominante hasta un 15% más fuerte que el no dominante. En este caso, es importante considerar estos datos al momento de dar el alta de la gran mayoría de los pacientes. Los estudios que se han sido realizados en la rodilla determinan que la relación bilateral de cuádriceps y de ambos isquiotibiales tiene que ser menor a un 10%, independiente de la edad o de la actividad que realice el evaluado. Esta relación no debería variar si se evalúa de forma concéntrica o excéntrica, aunque al medirlo de forma excéntrica la fuerza máxima que se alcanza es mayor al compararlo con una evaluación concéntrica. A su vez, la fuerza máxima de cuádriceps e isquiotibial es relativa al peso corporal. En general, a velocidades isocinéticas bajas los isquiotibiales producen un 60% de los valores de torque generados por el cuádriceps.

Al momento de analizar los datos, también hay que considerar la velocidad a la que se efectúa el test, por ejemplo, la relación de

peak de torque del cuádriceps con el isquiotibial es totalmente distinta cuando la evaluación es realizada a velocidades altas o bajas.

Otros estudios plantean que la relación isquiotibial cuádriceps debe ser mayor a 66% en los hombres y mayor a 75% en las mujeres, por ser un grupo que tiene mayor riesgo de lesionarse, por lo tanto, necesitan isquiotibiales más fuertes debido a su función sinergista con el LCA, cumpliendo un rol protector.

Existen estudios que han encontrado un pobre rendimiento funcional en pacientes post operados de LCA que presentan asimetrías significativas en la fuerza del cuádriceps femoral. Es importante tener claro que la fuerza es un factor fundamental en la prevención de lesiones y en lograr un adecuado rendimiento deportivo, pero no es el único factor que influye en esto, por ende, no hay que concentrar toda la atención únicamente en este punto.

La evaluación isocinética es útil en pacientes que han sufrido lesiones de LCA, aunque es ampliamente utilizada para dar de alta a varios grupos de pacientes con diversos tipos de lesiones.

C. MEDICIÓN DE RESISTENCIA MUSCULAR

Se ha observado en algunos estudios que un grupo importante de las lesiones en el deporte ocurren al final del partido. Esto puede deberse a que la fatiga produce una disminución de actividad de huso neuromuscular y OTG, alterando el control sobre las EEIL. Junto con lo anterior, se ha evidenciado una disminución de la actividad muscular del isquiotibial en acciones funcionales como lo es realizar un cambio de dirección después de simular las demandas físicas de un partido de handball y una menor actividad muscular general de la extremidad inferior al correr a velocidades altas en los últimos minutos de un partido de fútbol.

Para que las demandas deportivas sean bien toleradas por los pacientes, disminuyendo el riesgo de lesionarse, es necesario tener músculos fuertes y potentes que protejan la articulación de posibles lesiones, pero al mismo tiempo se debe poseer una adecuada resistencia muscular para prevenir una fatiga precoz que deje desprotegida a

la articulación en deportes de larga duración que involucran cambios de direcciones y velocidad, amortiguación, giros, etc.

Para evaluar la resistencia de los músculos isquiotibiales (sinergista del LCA) se sugiere el *single leg bridge test*, que sirve para medir de forma simple la fuerza de resistencia principalmente de los isquiotibiales, el cual ha sido comúnmente utilizado para predecir desgarros de isquiotibial.

Los resultados de la evaluación son pobres cuando se realizan menos de 20 repeticiones, regulares con 25 y buenos sobre 30 repeticiones.

D. BALANCE (SEBT)

Existen diversos tipos de test para evaluar el balance en pacientes que han sufrido una lesión en la extremidad inferior, siendo los más comunes el *Star excursion balance test* (SEBT), test de Romberg y test de balance bipodal o monopodal sobre plataformas de fuerza.

Se ha visto una disminución en el alcance del SEBT no solo en la pierna lesionada en pacientes con lesión de LCA, sino que también en la pierna sana, comparado con un grupo control.

Hay publicaciones que confirman que alteraciones en algunas distancias en este test pueden predecir lesiones de la extremidad inferior en algunos grupos de deportistas, y sugieren incorporarlo dentro de los exámenes físicos preparticipativos para poder prevenir lesiones dentro de una temporada deportiva.

Utilizando otros métodos para medir el balance (oscilación postural monopodal en plataforma de fuerza), también se han encontrado diferencias significativas en la pierna con déficit de LCA y en la pierna contralateral, comparados con un grupo control.

Las alteraciones de balance son fácilmente entrenables y se ha demostrado que se pueden mejorar estas propiedades después de un periodo de entrenamiento. Se ha visto mejoras significativas en pacientes con alteraciones de balance medidas con el test de Romberg bipodal, lo cual ayuda a prevenir futuros episodios de lesiones.

E. TEST FUNCIONALES DE SALTOS

Un alto porcentaje de las lesiones deportivas ocurren con un mecanismo indirecto que generalmente sucede como consecuencia de amortiguar mal un salto o al realizar un *dribbling* o cambio de dirección durante la práctica deportiva. Hay múltiples factores que pueden influir (menor fuerza muscular, falta de coordinación, fatiga muscular, déficits propioceptivos, etc.) en que un paciente se lesione ejecutando uno de estos gestos deportivos, por lo tanto, el análisis de los datos obtenidos al evaluar estos gestos debe considerar aspectos cuantitativos y cualitativos.

Producto de la gran complejidad de los distintos tipos de deportes y por las demandas físicas y técnicas que estos exigen, existen diversas formas de realizar los saltos durante la práctica deportiva. Por esta razón han ido apareciendo distintas formas de evaluar el desempeño funcional al ejecutar un salto en pacientes que se encuentran retornando a sus actividades deportivas. Los test más usados son los saltos verticales monopodal y bipodal junto con los saltos horizontales monopodales simple, triple, *cross over* y tiempo en 6 metros. Estas evaluaciones demandan varias cualidades físicas que tienen un rol importante en la estabilidad articular y que permite acercarse en parte a alguno de los mecanismos que pueden generar lesiones articulares o musculares. Es por esto que para que el paciente pueda realizar la evaluación de salto monopodal horizontal de forma segura, en algunas publicaciones se mencionan ciertos parámetros mínimos que debe cumplir previo a la ejecución del test. Los criterios utilizados tienen relación con un tiempo postoperatorio mayor a 12 semanas, inflamación articular menor o igual a 1+, fuerza del cuádriceps mayor o igual al 80% de la fuerza comparado con el cuádriceps de la pierna contralateral, rango de movimiento completo en la articulación de la rodilla, caminar normal y no debe existir dolor al realizar los saltos.

Junto con los criterios mencionados en el párrafo anterior, se puede recomendar evaluar (antes de ejecutar los test de saltos) el desempeño funcional al realizar un *squat* monopodal, ya que es un gesto similar al que se evaluará aunque con una menor exigencia física. Durante la ejecución del *squat* se recomienda observar si el

paciente genera patrones de movimientos con un tilt pélvico excesivo, gran valgo de rodilla o de retropié, excesiva flexión de tronco, un mal control de cuádriceps en la fase excéntrica del *squat*, gran dificultad para realizar el ejercicio, etc. Al ser un ejercicio con un gesto similar al del salto pero con un menor esfuerzo e impacto, se presume que cualquier compensación que el paciente pueda realizar durante el *squat* se debería ver exacerbada durante el test de salto que exige demandas físicas más altas.

Clasificación de los test de salto

1. Test de salto monopodal horizontal: son 4 tipos de evaluaciones en que el paciente debe realizar diversos tipos de saltos con una extremidad, los cuales luego deben ser comparados con los resultados de la extremidad contralateral. El paciente debe iniciar el test con ambas manos entrelazadas detrás de la espalda para aislar la evaluación a la extremidad inferior y evitar mayores compensaciones con el resto del cuerpo. Estos test se clasifican en:
 - Test de salto simple: consiste en realizar un salto hacia el frente recorriendo la mayor distancia posible.
 - Test de salto triple: consiste en realizar tres saltos consecutivos hacia el frente recorriendo la mayor cantidad de distancia posible.
 - Test de salto triple cruzado: consiste en ejecutar tres saltos seguidos hacia el frente cruzando de un lado a otro una línea recta (que va en dirección hacia el frente) dibujada en el piso. Se debe comenzar con el primer salto hacia el frente cruzando la línea en dirección de la cara interna de la pierna que se está evaluando.
 - Tiempo en 6 metros: el paciente debe realizar una carrera monopodal en una distancia de 6 metros en dirección hacia el frente y se debe tomar el tiempo que demora en recorrer esta distancia.

Para evaluar el desempeño del paciente en estos test se debe considerar el aspecto cualitativo del salto, es decir, la ejecución

de este y la calidad de amortiguación. También es importante el aspecto cuantitativo del salto, para el cual, según la gran mayoría de los estudios, se recomienda que no haya una diferencia mayor a un 10 o 15% (comparando ambas distancias o tiempo) entre la extremidad sana y la lesionada.

2. *Vertical stop jump*

Este salto consiste en dar 2 o 3 pasos hacia delante a cualquier velocidad y realizar un salto con los 2 pies juntos, para luego amortiguar la caída con ambos pies asimilando la forma de rechazo más realizada de algunos deportes de salto. Este test evalúa principalmente la calidad de la ejecución del salto.

Se ha evaluado también la diferencia entre géneros al desarrollar el vertical *stop-jump*, obteniendo que las mujeres presentan una disminución de la flexión de rodilla y cadera, abducción y rotación externa de cadera, un aumento de la activación de cuádriceps y una disminución de la activación de la musculatura isquiotibial, lo cual podría aumentar el riesgo de sufrir lesiones de extremidad inferior en este grupo.

3. *Tuck jump*

El *tuck jump* (salto en que se llevan las rodillas dobladas al pecho) comúnmente se utilizaba como entrenamiento de potencia, pero se ha comenzado a usar como un método de evaluación considerando la ejecución de este gesto técnico. El paciente comienza en posición bípeda con ambos pies separados a una distancia similar a la de ambos hombros, e inicia el movimiento agachándose y estirando sus brazos detrás del cuerpo. Luego balancea sus brazos hacia arriba y simultáneamente salta hacia arriba, llevando sus rodillas dobladas lo más alto posible. En el punto más alto del salto el paciente debe tener ambos muslos de forma paralela al suelo y al amortiguar un salto se debe comenzar de forma inmediata con el siguiente. Se debe indicar al paciente que realice una amortiguación suave, similar a una mecedora, es decir, que el contacto inicial sea con los dedos para luego continuar con el medio pie y realizar 10 saltos de forma consecutiva. Si el paciente no logra controlar bien

estos movimientos de amortiguación o ambas rodillas chocan al amortiguar el salto, se recomienda no continuar realizando el test.

El análisis del salto debe ser observado desde el frente y desde el lado (esto puede ser complementado con cámaras en 2D). Existen tablas que analizan 10 puntos del salto y se considera que si el paciente tiene 6 o más errores en la ejecución del mismo, debe entrenar y trabajar en mejorar su desempeño. Los errores mas comunes que se observan al realizar este salto son un mayor valgo de rodilla al amortiguar, no poder dejar los muslos paralelos al suelo al llegar a la máxima altura del salto, falta de coordinación y asimetría en la altura máxima que obtiene cada pierna durante el salto, amortiguación con los pies demasiado juntos, amortiguación demasiado rígida con poca flexión de sus extremidades inferiores y que el paciente no amortigüe con ambos pies al mismo tiempo.

6.- Salto vertical contramovimiento

El paciente debe estar con ambas manos en sus caderas y solo el pie designado debe estar en contacto con el suelo. Se le da la orden de que salte lo más alto posible y que amortigüe el salto con la misma pierna que rechazó, sin perder el equilibrio ni apoyar la pierna contralateral al momento de amortiguar el salto. Es importante considerar la calidad del salto dándole mayor énfasis a la fase de amortiguación y observando los movimientos de columna, cadera, rodilla y tobillo en todos los planos de movimiento. Se recomienda que la diferencia cuantitativa entre ambas extremidades no sea mayor a 10%.

Sin duda que el salto tiene múltiples características cinéticas que lo hace muy complejo de evaluar y hay que tener claro que ninguno de estos test va a predecir con certeza cuál es el riesgo que tiene el paciente de lesionarse, pero al menos nos proporciona información valiosa del desempeño funcional del paciente y de posibles factores de riesgo de desarrollar un episodio de lesión en el ligamento cruzado anterior. Dependiendo del deporte y la condición del paciente se podrá optar por utilizar el test que se considere más adecuado según sea el caso.

Es fundamental que en todos los saltos mencionados el paciente acuda a su evaluación con *short* y zapatillas adecuadas para ejecutar de manera correcta el gesto deportivo solicitado, permitiendo que el profesional evaluador pueda observar de manera completa el funcionamiento de la extremidad evaluada.

G. EVALUACIÓN DE CONTROL SENSORIOMOTOR

1. Evaluación propioceptiva

Varios autores consideran que la propiocepción se puede evaluar mediante la reproducción de la sensación de la fuerza muscular, la kinestesia y el test de reposicionamiento articular. Este último método se puede evaluar de una forma ipsilateral (RAI) y de dos formas contralaterales (RAC), y cada una de estas 3 formas de evaluación del reposicionamiento articular pueden ejecutarse de forma activa o pasiva, incrementando aún más la variedad de tipos de evaluación. En todas las evaluaciones el paciente debe ser evaluado restringiendo la información auditiva, visual y táctil (dentro de lo posible). En el RAI se debe predeterminar una posición articular que puede ser posicionada de forma activa o pasiva y debe ser memorizada por el paciente. Luego se debe retornar a la posición inicial (con la misma pierna) para posteriormente retornar a la posición que fue memorizada y presionar un botón cuando se interpreta que volvió a la misma posición anterior. En cambio, en el RAC al paciente se le pide que memorice una posición determinada con una articulación, luego vuelve a la posición de inicio e intenta imitar la posición anterior aunque con la extremidad contralateral, y en el tercer test se le pide al paciente que lleve una extremidad a una posición determinada y la mantenga así mientras se imita esto con la pierna contralateral (como espejo), sin requerir el uso de la memoria para reproducir la posición anterior.

Se pueden realizar 3 a 10 intentos de reposicionar la articulación en la postura predeterminada, dependiendo del protocolo que se utilice, para luego obtener el error absoluto de estos intentos.

Las evaluaciones de reposicionamiento articular se consideran que tienen una baja validez biológica por utilizar protocolos con velocidades de movimientos bajas, movimientos pasivos y condiciones sin carga de peso corporal en que se aísla el movimiento a una sola articulación que difiere de los movimientos que se realizan durante actividades deportivas y de la vida diaria, pero presenta la ventaja de minimizar el error de los valores obtenidos en la evaluación junto con poder aislar un poco más una estructura para discriminar el lugar exacto que puede estar.

Claramente durante un traumatismo pueden dañarse mecanorreceptores que pueden provocar déficits propioceptivos. Varios estudios han mostrado alteraciones propioceptivas en pacientes con déficits de LCA y en pacientes con reconstrucción de LCA.

Se ha demostrado que incorporar a la rutina de entrenamiento ejercicios de coordinación, balance y propioceptivo puede producir mejoras propioceptivas en un grupo de sujetos deportistas sanos, generando un gran efecto neuromuscular y un gran impacto en reducir el índice de lesiones.

3. Umbral de detección de movimiento pasivo

Esta prueba sirve para evaluar la kinestesia, que se define como la percepción de la sensación de movimiento articular. Es una evaluación que varios autores la clasifican dentro del grupo de test propioceptivo, pues se evalúan cualidades y receptores muy similares a la prueba de reposicionamiento articular.

Este test se ejecuta con el paciente ubicado en una camilla, restringiendo totalmente los estímulos visuales y auditivos junto con la mayor restricción posible de los estímulos táctiles y gravitacionales. La extremidad del paciente es posicionada en un equipo que comienza a moverse a velocidades de 0,5 a 2 grados por segundo y el evaluado debe presionar un botón en el momento que sienta que su extremidad ha comenzado a moverse.

4.Retardo de activación muscular

Cualquier movimiento rápido que genere una perturbación en el sistema articular puede poner en riesgo la estabilidad de la articulación. Uno de los mecanismos que tiene el cuerpo para poder controlar esto es el reflejo ligamento muscular, que está presente cuando se tensa un ligamento de forma súbita, gatillando una señal aferente que produce un reflejo que genera una respuesta eferente a nivel medular, contrayendo la musculatura para proteger un potencial daño del ligamento. Este reflejo se gatilla cuando el movimiento excede la zona neutra articular.

Al lesionarse un ligamento y dañarse los receptores que envían la señal aferente, se podría ver comprometida la señal que inicia este reflejo. De la misma forma, al sustituir un ligamento por injertos de distintos tipos, tomará un cierto tiempo (que aún no tiene plazos claramente definidos) en que el nuevo ligamento se reinerve y pueda volver a gatillar este reflejo protector.

Al igual que las otras cualidades sensoriomotoras, el reflejo generado ante una perturbación se puede trabajar y mejorar en los pacientes que tienen valores alterados, pero se recomienda que exista una amplia variedad de ejercicios con perturbaciones de distintos tipos, intensidades y direcciones, pues se ha visto que la velocidad de activación muscular en un mismo músculo varía dependiendo del tipo de perturbación.

H) EVALUACIÓN DE GESTOS DEPORTIVOS EN EL CAMPO DE JUEGO

Es muy importante antes de dar de alta a un paciente, evaluar el comportamiento funcional en el campo de juego, ya que este es el lugar más riesgoso para sufrir una nueva lesión.

Se recomienda comenzar la evaluación realizando circuitos de coordinación, agilidad, realizar carreras en forma de E o W, analizando la ejecución de estos movimientos. Luego se sugiere incrementar la dificultad de estos gestos realizando cambios de direcciones más bruscos e incrementando las velocidades de cada gesto.

Al final se recomienda evaluar los diversos gestos deportivos que involucra cada deporte. En una primera etapa, realizando cada gesto deportivo de forma aislada, y en fases posteriores, haciendo circuitos que combinen varios gestos del mismo deporte.

Un aspecto que se debe considerar es que durante la fatiga estos gestos se pueden alterar, por lo tanto, es recomendable realizar la evaluación en una condición que el paciente no se encuentre cansado y en otra situación de fatiga, observando si existen cambios en los patrones de movimiento. La gran mayoría de las lesiones ocurren al final de la práctica deportiva posiblemente por cambios neuromusculares producto de la fatiga, por lo tanto, es muy importante evaluar cómo se desempeña el paciente bajo estas condiciones.

La observación de esta evaluación debe ser realizada en conjunto entre el cuerpo médico y técnico o bien por un profesional de la salud que sea experto en el deporte.

1) TRABAJO CORE

Se ha descrito en múltiples publicaciones que existe una estrecha relación entre diversas lesiones en la rodilla y una debilidad o un pobre control de la musculatura lumbopélvica.

En relación a lo anterior, se ha visto que los pacientes a los que se les adiciona ejercicios de estabilización del core dentro de su rutina convencional de ejercicios de rehabilitación para el ligamento cruzado anterior, presentan una mejor relación de fuerza entre el isquiotibial y el cuádriceps junto con una mejor estabilidad postural comparado con un grupo control.

Al momento de ejecutar cada una de estas evaluaciones, es importante considerar que existen factores como el género, edad del paciente, condición física, tipo de deporte que realiza, etc., que son determinantes en el resultado que puede alcanzar aquella persona.

Es fundamental señalar que el tener buenos valores en cada una de estas pruebas minimiza el riesgo de que el paciente pueda tener un nuevo episodio de lesión, pero no elimina el riesgo de manera completa.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Samsøe, D., Bartels, E., Bulow, P., Lund, H., Stockmarr, A., Holm, C. *et al.* (2009). Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physi.*, 673, pp. 1-68.
- Rodríguez, D., Seara, N. & Glavina, B. (2006). Ratios isocinéticos de flexo-extensores de rodilla en jugadores de fútbol y rugby. *Rev. Iberoam. Fisioter. Kinesiol.*, 9(2), pp. 46-51.
- Bompa, T. (2004). *Periodización del entrenamiento deportivo*. 2da ed. Barcelona: Paidotribo.
- Hassani, A., Patikas, D., Bassa, E., Hatzikotoulas, K., Kellis, E. & Kotzamanidis, C. (2006). Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *Jour. Elect. Kines.*, 16(6), pp. 661-668.
- Fucci, S., Benigni, M. & Fornasari, V. (1998). *Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular*. 3era ed. Madrid: Harcourt Brace.
- Schmitt, L., Paterno, M. & Hewett, T. (2012). The Impact of Quadriceps Femoris Strength Asymmetry on Functional Performance at Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(9), pp. 750-759.
- Laurie, H., Io L., M. D. & Fowler, P. (2001). Effect of Fatigue on Knee Proprioception: Implications for Dynamic Stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), pp. 590-605.
- Kreutzfeldt, M., Bencke, J., Andersen, L., Alkjaer, T., Suetta, C. & Mortensen, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21(6), pp. 833-40.
- Rahnama, N., Lees, A. & Reilly, T. (2006). Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 16(3), pp. 257-63.
- Freckleton, G., Cook, J. & Pizzari (2014). The predictive validity of a single leg bridge test for hamstring injuries in Australian Rules Football Players. *Br. J. Sports Med.*, 48(8).
- Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A. & McNicholas, M. (2009). A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee*, 16, pp. 149-152.

- Plisky, P., Raub, M., Kaminski, T. & Underwood, F. (2006). Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 36(12), 911-919.
- Arockiaraj, J., Korula, R. J., Oommen, A. T., Devasahayam, S., Wankhar, S. & Velkumar, S. (2013). Proprioceptive changes in the contralateral knee joint following anterior cruciate injury. *Bone Joint J.*, 95, pp. 188-91.
- Gajanana Prabhu, B. (2013). Effect of Proprioceptive Exercise Training on Joint Reposition Sense and Balance of Athletes with Knee Injury. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy*, 9(2), pp. 89-96.
- Gregory, D., Myer, M. S., Mark, V., Paterno, K. R. Ford, Quatman, C. E. & Hewett, T. E. (2006). Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Criteria-Based Progression Through the Return-to-Sport Phase. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 36(6), pp. 385-402.
- Hartigan, E., Axe, M. & Snyder-Mackler, I. (2010). Time Line for Non-copers to Pass Return-to-Sports Criteria After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of orthopaedic & sports physical*, 40(3), pp. 141-154.
- Reid, A., Birmingham, T., Stratford, P., Alcock, G. & Giffin, R. (2007). Hop Testing Provides a Reliable and Valid Outcome Measure During Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Phys. Ther.*, 87, pp. 337-349.
- Chappell, J., Creighton, A., Giuliani, C., Yu, B. & Garrett, W. (2007). Kinematics and Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump Risks for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(9), pp. 235-241.
- Myer, G., Ford, K. & Hewett, T. (2008). Tuck Jump Assessment for Reducing Anterior Cruciate Ligament Injury Risk. *Athl. Ther. Today*, 13(5), pp. 39-44.
- Noyes, F., Barber-Westin, S., Fleckenstein, C., Walsh, C. & West, J. (2005). The Drop-Jump Screening Test Difference in Lower Limb Control By Gender and Effect of Neuromuscular Training in Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(2), pp. 197-207.
- Nagano, Y., Ida, H., Akai, M. & Fukubayashi, T. (2009). Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *The Knee*, 16, pp. 153-158.
- Cossich, V., Mallrich, F., Titonelli, V., Sousa, E., Velasques, B. & Salles, J. (2014). Proprioceptive deficit in individuals with unilateral tearing of the anterior cruciate ligament after active evaluation of the sense of joint position. *Rev. Bras. Ortop*, 49(6), pp. 607-612.

- Angoules, A., Mavrogenis, A., Dimitriou, R., Karzis, K., Drakoulakis, E., Michos, J. & Papagelopoulos, P. (2011). Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective trial comparing hamstrings with bone-patellar tendon-bone autograft. *The Knee*, 18, pp. 76-82.
- Anics, G. P., Allay, A. T., Pavlik, A. & Berkes, I. (2008). Effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br. J. Sports Med.*, 42, pp. 472-476.
- Riemann, B., Myers, J. & Lephart, S. (2002). Sensorimotor System Measurement Techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1), pp. 85-98.
- Tsuda, E., Ishibashi, Y., Okamura, Y. & Tho, S. (2003). Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, 11, pp. 63-67.
- Madhavan, S. & Shields, R. (2011). Neuromuscular responses in individuals with anterior cruciate ligament repair. *Clinical Neurophysiology*, 122(5), pp. 997-1004.
- Shultz, S., Perrin, D., Adams, M., Arnold, B., Gansneder, B. & Granata, K. (2000). Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, pp. 159-170.
- Borsa, P. A., Lephart, S. M. & Irrgang, J. J. (1998). Sports-specificity of knee scoring systems to assess disability in anterior cruciate ligament deficient athletes. *J. Sports Rehab.*, 7, pp. 44-60.
- Çınar Medeni, O., Bayramlar, K., Baltacı, G. & Yanmı I. (2014). Core Stabilization Training After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(3 suppl.).

**Otros libros de
Ediciones Universidad Santo Tomás**

**ESTILOS DE VIDA ACTIVOS.
LA ACTIVIDAD FÍSICA Y SUS
BENEFICIOS EN LA INFANCIA Y
ADOLESCENCIA**
Igor Cigarroa Cuevas (ed.)

**¿CÓMO HACER UN PROYECTO DE
INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS DE LA
SALUD Y SOBREVIVIR EN EL INTENTO?
RECOMENDACIONES PARA QUIENES
SE INICIAN EN LA INVESTIGACIÓN
CUANTITATIVA**
Igor Cigarroa Cuevas

**ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE
PARÁMETROS DE LABORATORIO PARA
EL DIAGNÓSTICO CLÍNICO**
María Soledad Dépix García

**LA UNIVERSIDAD COMO
CONSTRUCTORA DE CIUDADANOS
SOCIALMENTE RESPONSABLES**
Verónica Rubio Aguilar

**FUNDAMENTOS Y APLICACIONES DE
TÉCNICAS DE BIOLOGÍA MOLECULAR
EN EL LABORATORIO**
María Soledad Dépix García

**CIENCIA: EL PILAR IGNORADO EN
EL DESARROLLO DE CHILE**
Soledad Quiroz Valenzuela

La rehabilitación es un proceso complejo y vital en la recuperación de lesiones deportivas y reintegro de los atletas a las actividades. Existen diversos aspectos que determinan el desarrollo de este proceso, que deben ser analizados durante la rehabilitación.

El objetivo de este libro es el abordaje multidisciplinar de la rehabilitación, mediante el que se describen los factores básicos y fundamentales acerca de la temática. El grupo de autores presenta, además de la experiencia teórica del abordaje actual del área, una amplia experiencia práctica, en tanto son actores activos en los procesos de rehabilitación de deportistas, con una larga trayectoria académica y profesional, lo que permite a los lectores un acercamiento a la aplicación práctica de las teorías.

Siendo así, los métodos más eficientes de rehabilitación de lesiones contemplan el apoyo y acompañamiento de diferentes profesionales, en un trabajo multidisciplinar, buscando siempre centralizar el proceso de recuperación en el atleta para un logro deportivo futuro.



Anexo 5 (Índices de Calidad): Comunicaciones en congresos científicos

- 1) Congreso SOCHMEDEP (Sociedad Chilena de Medicina Deportiva). Santiago, Chile. 2015.

Título presentación: **Reintegro Deportivo en lesiones de rodilla.**

60o. CONGRESO SOCHMEDEP
5 al 7 de agosto de 2015
CENTRO CULTURAL CARABINEROS DE CHILE



C E R T I F I C A D O

Se otorga a
Cristóbal San Martín

Por su exposición en el **“1° Curso de Avances en Traumatología
Deportiva de la Sociedad Chilena de Medicina del Deporte”**

Claudia Pérez Lindemann
Presidenta 60° Congreso Sochmedep

Ariel Valle Jauffret
Director Curso

2) Workshop Copa América. Santiago, Chile 2015.

Título presentación: **Control Sensoriomotor en paciente con reconstrucción de ligamento cruzado anterior.**



3) Workshop International Sport Medicine and Kinesiology. Santiago, Chile. 2016.



**UNIVERSIDAD MAYOR
SCIENCE FACULTY
SCHOOL OF KINESIOLOGY**

**WORKSHOP INTERNATIONAL
SPORTS MEDICINE AND KINESIOLOGY
March 5, 2016 - CAMPUS HUECHURABA**

PROGRAM

8:30 Hrs. REGISTRATIONS

8:45 Hrs. PRESENTATION

9:00 Hrs. Speaker: Dr. PEDRO CARPINTERO BENÍTEZ.

Dr. of Medicine and Surgery. Orthopedics and Traumatology Specialist

Universidad de Córdoba, Spain.

Presentation: **Arthroscopic Reconstruction of Anterior Cruciate Ligament.**

9:15 Hrs. Speaker: Ph.T. FERNANDO LIRA ORTEGA.

MSc. Universidad Mayor, Stgo. Chile

Presentation: **Arthrogenic Muscle Response Post Rupture of the Anterior Cruciate Ligament.**

9:30 Hrs. Speaker: Ph.T. CRISTOBAL SAN MARTIN MOR.

MSc., Pontificia Universidad Católica, Stgo. Chile

Presentation: **Assessments for Medical Discharge in Athlete Patients Undergoing Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.**

9:45. Speaker: Dr. FRANCISCO JOSE BERRAL DE LA ROSA

Dr. of Medicine and Surgery. Sports Medicine Specialist.

Universidad Pablo de Olavide de Sevilla, Spain.

Presentation: **Anthropometry in Cancer Patients.**

10:00 hrs. Speaker: Ph.T. FELIPE BURGOS FIGUEROA

MSc. Clínica Santa María, Stgo. Chile.

Presentation: **Effects of Exercise on Quality of Life of Oncological Patients Undergoing Bone Marrow Transplantation.**

4) Congreso SOCHMEDEP (Sociedad Chilena de Medicina Deportiva). Santiago, Chile 2017.

Título presentación: **Potencial de acción neuromuscular en sujetos con reconstrucción de ligamento cruzado anterior.**

